Aus der Abteilung für zahnärztliche Werkstoffkunde
(Leiter: Professor Dr. med. dent. Karl Eichner)
des Fachbereiches Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Freien Universität Berlin

Abrieb und Härte an metallkeramischem Kronen- und Brückenzahnersatz

DISSERTATION

zur Erlangung der zahnmedizinischen Doktorwürde
an den Medizinischen Fachbereichen
der Freien Universität Berlin

vorgelegt von

Zahnarzt Dieter Habeck

aus Berlin

1971

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41547205_0054

Aus der Abteilung für zahnärztliche Werkstoffkunde
(Leiter: Professor Dr. med. dent. Karl Eichner)
des Fachbereiches Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Freien Universität Berlin

Abrieb und Härte an metallkeramischem Kronen- und Brückenzahnersatz

DISSERTATION
zur Erlangung der zahnmedizinischen Doktorwürde
an den Medizinischen Fachbereichen
der Freien Universität Berlin

vorgelegt von
Zahnarzt Dieter Habeck
aus Berlin

Referent: Professor Dr. med. dent. Karl Eichner

Korreferent: Professor Dr. med. Dr. med. dent. Raimund Harndt

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fachbereiche.

Promoviert am: 25.1.1971

Meinen Eltern

Inhaltsverzeichnis
==========

1.	Einleitung	2
2.	Allgemeiner Teil	4
2.1.	Geschichtlicher Überblick	4
2.2.	Literaturübersicht	6
2.2.1.	Zahnärztliche Literatur	6
2.2.2.	Technische Literatur	12
3.	Spezieller Teil	20
3.1.	Herstellung der Prüfkörper	20
3.2.	Abrasionsmessung	26
3.2.1.	Methode und Material	26
3.2.2.	Vorversuche	28
3.2.3.	Ergebnisse der Hauptversuche	29
3.3.	Härtemessung	33
3.3.1.	Methode	33
3.3.2.	Vorversuche	35
3.3.3.	Ergebnisse der Hauptversuche	38
4.	Diskussion	46
5.	Zusammenfassung	51
6.	Literaturverzeichnis	52
7.	Anhang (Tabellen, graph. Darstellungen)	61
8.	Lebenslauf	

1. Einleitung

Die Metallkeramik hat in der zahnärztlichen Prothetik bei Kronen- und Brückenzahnersatz im letzten Jahrzehnt stark an Bedeutung gewonnen. Bei diesem Verfahren ist es möglich, sich die Vorzüge des Porzellans, das besser gebrannte keramische Masse genannt wird, zunutze zu machen. Vorteilhaft sind:

die ausgezeichnete Mundbeständigkeit,
die guten ästhetischen Eigenschaften,
die geringe Wärme- und Kälteleitfähigkeit sowie
das reizlose Verhalten gegenüber der Gingiva.

Die Nachteile, z.B. die geringe Biegefestigkeit des Porzellans, werden durch die Metallunterlage weitgehend ausgeschaltet.

Die Frage der Haftung von gebrannten keramischen Massen auf der Metall-Legierung und die Festigkeit der aufgebrannten Masse ist von verschiedenen Autoren untersucht und beschrieben worden und soll hier nicht weiter behandelt werden. Parallel zu dieser Arbeit vorgenommene Untersuchungen von P ü c h n e r geben darüber Auskunft.

Ein Einwand, der oft gegen keramischen Zahnersatz und damit auch gegen die Aufbrenntechnik angeführt wird, ist die große Oberflächenhärte und die Unfähigkeit zur Abrasion. Dadurch bedingt, werden Parafunktionen und Schädigungen des Parodontiums befürchtet (G e r b e r i n L e u - 21).

Deshalb fordern alle Autoren, die sich mit keramischem Zahnersatz beschäftigen, eine genaue Abstimmung der Okklusion und Artikulation. Das sorgfältige Einartikulieren kann entweder vor dem Zementieren der angefertigten Arbeit mit abschließendem Glanzbrand (V o s s - 45), (L e u - 21), oder nach dem Zementieren mit abschließender Politur erfolgen (B e e c k - 1). I l g (16), E i c h n e r (9), J o h n s t o n , D y k e m a , C u n n i n g h a m (18) empfehlen sogar, die Glasurschicht durch leichtes Anschleifen zu entfernen, um so eine Abrasion zu ermöglichen.

In dieser Arbeit werden vergleichend die gebrannten keramischen Massen der drei in Deutschland entwickelten metallkeramischen Systeme Biodent-Herador, Wiron-Biodent und Degudent Universal - VMK 68 auf ihre Härte und ihren Abrieb untersucht.

Die Oberflächen der Aufbrennmassen liegen feuerpoliert (aus dem Ofen entnommen, unbearbeitet), abgeschliffen (mit Körnung 600) und als Glanzbrand vor. Geklärt werden soll, ob ein Unterschied dieser drei verschiedenen Oberflächen im Abrieb und in der Härte vorliegt.

2. Allgemeiner Teil

2.1. Geschichtlicher Überblick

Die Anfänge der Metallkeramik gehen bis auf P a r m e l y und B r o w n (1884) zurück, die Porzellanbrücken auf einem Platin-Iridium-Gerüst anzufertigen versuchten. Der Erfolg soll nicht sehr überzeugend gewesen sein.

1933 beschreibt und erprobt v. M a t h é (57) die Hejcmann'sche Emailkrone, die durch Emaillierung einer Edelmetallegierung mit großem Erfolg hergestellt wurde.

L a k e r m a n c e und G o n n o n (Paris) brennen 1934 Porzellanmassen um ein Platindrahtnetz. S w a n n und H i l t e b r a n d t benutzen unabhängig voneinander ein Spezialporzellan als Bindemittel zwischen äußerer Farbporzellanschicht und einer 20 % Platin-Iridium-Legierung, die nur als gezogenes Material, Blech und Draht, zur Verfügung stand.

S c h i l l i n g stellt 1935 weitere Untersuchungen über das Emaillieren an. Er ist davon überzeugt, daß das Email nach Behebung einiger technischer Schwierigkeiten als wertvoller Werkstoff in die Zahnheilkunde eingehen kann. Schliffbilder in seiner Arbeit zeigen an der Bindungsfläche schon eine gewisse Ähnlichkeit zu den heutigen.

Bereits 1936 überwindet H o v e s t a d die Schwierigkeit des Gießens der Legierung durch eine entsprechende Hitzequelle und eine entsprechende Einbettmasse. So stellt er als erster Güsse aus 20 % Platin-Iridium-Legierung als Unterbau für die keramische Masse her.

1943 brennt D r u m (6) Porzellan auf eine Platinhülse auf, in die regelmäßige kästchenförmige Vertiefungen als Retentionen eingearbeitet sind.

Das Permadent-Verfahren wird 1956 von S i l v e r , K l e i n, H o w a r d (40) nach Untersuchungen veröffentlicht. Dabei werden Porzellanmassen erfolgreich auf gegossene Platinmetalle aufgebrannt. Dieses Verfahren hat sich W e i n s t e i n bereits 1952 lizensieren lassen. Es werden danach in den USA weitere Edelmetall-Aufbrennverfahren entwickelt, von denen heute als gebräuchlichste zu nennen sind: Micro-Bond, Ney-Gold-Porzellan und das Ceramco-Porzellan-Gold-Verfahren.

1959 entwickelt die Firma D e T r e y das Prisma-Verblend-Porzellan, das auf gegossenes Platigo aufgebrannt wird, sich jedoch nicht einführte.

1962 erscheint die Vita VMK-Degudent Technik, die 1965 durch das härtere Degudent-Universal und 1968 durch die besser zu verarbeitende VMK 68 Masse ergänzt wurde.

Die Biodent-Herador-Gold-Keramik wird einige Jahre später (1965) herausgebracht.

Beide Verfahren werden durch Deckgold bzw. Blendgold zur besseren Farbgestaltung der Arbeit vervollständigt. In den USA werden ähnliche "bonding agent", "bonding gold" verwendet.

Andere Legierungen, wie Armator und V_4, sind in der Schweiz und in Frankreich bekannt.

1960 beschreibt J o h n s t o n (17) erstmals eine edelmetallfreie Aufbrennlegierung, das Ticon. In Deutschland gibt es seit 1969 das Wiron, eine Metall-Legierung, auf die keramische Massen (Vita 68, Biodent) aufgebrannt werden können.

2.2. Literaturübersicht

2.2.1. Zahnärztliche Literatur

Die in der zahnärztlichen Keramik benutzten Massen haben mit dem eigentlichen Porzellan nur noch die Rohstoffe Feldspat, Quarz und Kaolin gemein. Der Anteil dieser Rohstoffe beim sogenannten Hartporzellan, dem typischen Geschirrporzellan, beträgt wie S c h m i t z in E i c h n e r (8) angibt, in der Regel

40 - 60 % Kaolin,

25 - 40 % Quarz,

20 - 30 % Feldspat.

Eine ständige Weiterentwicklung der Aufbereitungs- und Verarbeitungsverfahren, wie auch neue Erkenntnisse in der Silikatchemie, haben zu der heute gebräuchlichen zahnkeramischen Masse geführt, die nicht mehr als Porzellan bezeichnet werden kann; wissenschaftlich wäre sie als Mineralzahnmasse zu bezeichnen. Die Rohstoffe sind die gleichen, stehen aber in einem anderen Verhältnis zueinander (W e i k a r t - 47):

90 - 100 % Feldspat,

0 - 10 % Quarz,

0 - 2 % Kaolin.

Somit handelt es sich, durch den hohen Feldspatanteil bedingt, um den Gläsern sehr nahestehende, sich selbst glasierende Massen. Sie benötigen daher kein Aufbrennen einer zusätzlichen Glasurschicht mehr, wie es bei den Porzellanen der Fall ist, um dessen mechanische Eigenschaften zu verbessern.

Die Einführung des Vacuumbrandes in die Zahnkeramik durch G a t z k a (1949) ergibt ein dichteres, weitgehend porenloses Gefüge (B r e u s t e d t - 3); die Blasengröße und Anzahl sind wesentlich geringer, wie O v e r d i e c k (28), N o r t h und T r i e b s c h (27) feststellen. Es wird so ein annähernd porenfreier, hochtransparenter Zahn hergestellt, der eine bessere Beschleif- und Polierbarkeit zeigt (S t e i n b e r g - S c h m i t z - 43).

B r e u s t e d t (3) hält diese polierte Porzellanoberfläche für hygienisch so einwandfrei, daß sie sogar der Gingiva aufliegen kann.

J u n g (19) und E i c h n e r (7) sprechen sich auf Grund der Oberflächenrauhigkeit gegen diese Ansicht aus. Da durch Polieren keine porenfreie Porzellanoberfläche zu erreichen ist (N o r t h - 26), fordern sie bei Schleimhautberührung immer eine glanzgebrannte Kontaktfläche.

Von klinischer Seite wird gegen die fertige, auf der Kaufläche glasierte, keramische Arbeit der Vorwurf erhoben, daß sie zu hart und damit nicht abriebfähig sei. Untersuchungen von so harten und vor allem spröden Werkstoffen sind auf Grund der Schwierigkeiten in der Meßmethode in der zahnärztlichen Literatur selten.

Bei der Beurteilung von zahnärztlichen Metall-Legierungen hat die Härteprüfung einen festen Platz eingenommen. Ähnlich ist es bei der vergleichenden Abriebuntersuchung.

S i l v e r , K l e i n , H o w a r d (41) geben Brinell-Härten an für:

Zahnschmelz	HB 267 kp/mm^2
Gold für Brückenanker	HB 150 kp/mm^2
Porzellan	HB 415 kp/mm^2

Diese Werte decken sich mit den von B r e u s t e d t (3) gefundenen

Zahnschmelz	HB 270 kp/mm^2
Gold (20 karat; 11,6 % Cu)	HB 130 kp/mm^2
Dentalkeramik	HB 418 kp/mm^2

R i t z e (34) hält die Vickerspyramide für günstig und erreicht bei einer Belastung von 50 g über zwei Minuten für die VMK-Dentinmasse Werte zwischen HV 481,18 kp/mm^2 und 559,43 kp/mm^2 an drei Proben. Für einen handelsüblichen keramischen Frontzahn 719,79 kp/mm^2, für einen handelsüblichen Mineral-Backenzahn 678,90 kp/mm^2.

G a y k e n (12) gibt für Schmelz HV 350 kp/mm^2, für Degulor M 250 kp/mm^2 an, gemessen mit der Belastung von 50 p über 10 sec.

R i e f e n s t a h l (33) stellt eine altersbedingte Abhängigkeit der Schmelzhärte fest und mißt zwischen HV = 320 kp/mm^2 und 372 kp/mm^2. Ergebnisse von S c h r a m m (37) zur gleichen Frage liegen etwas höher: HV = 424 kp/mm^2 und 437 kp/mm^2.

S i l v e r , K l e i n , H o w a r d (40) geben Rockwell-C Härten an für Schmelz HRC 35 bis 39,5, für Porzellan HRC 47 bis 66 und zeigen an Hand von klinischen Beobachtungen,

daß dieser große Härteunterschied von Schmelz und Porzellan kein Nachteil zu sein braucht, wenn die Oberfläche gut poliert oder glasiert ist und wenn die Okklusion gut ausbalanciert ist. Ferner stellen sie fest, daß die Metallkeramik keiner Abrasion unterworfen ist und sehen das als Vorteil gegenüber einem Zahnersatz aus Gold an.

R i c h t e r (32), P r o e l l - S c h u b e r t (30) und B o r n (2) benutzen im Gegensatz zu den bisherigen Verfahren zur Härtemessung des Schmelzes das Ritzhärteverfahren nach Martens. Sie erzeugen Ritze unter verschiedenen Belastungen bis sie eine Ritzbreite von 10 µ erreichen.

Abrasionsversuche hat M e y e r (23) mit Hilfe des "Scratch Testes" durchgeführt, wobei er einen unter Druck stehenden Abriebbolzen aus Silber-Vanadium-Stahl, von einem Exzenter angetrieben, über den zu prüfenden Werkstoff gleiten läßt. Er mißt die Tiefe der Abrasionsfurche. Beim Porzellan ergibt sich keine, bei Schmelz eine 0,023 mm tiefe und bei Gold (22 karat) eine 0,012 mm tiefe Furche. Beim Vergleich mit der Brinell-Härte stellt M e y e r (23) folgendes fest: Je größer der Brinell-Wert ist, desto kleiner ist die Abrasionstiefe. M e y e r (23) entwickelte dieses Verfahren, das eine gewisse Ähnlichkeit mit der Ritzhärtebestimmung aufweist, für Kunststoffe und hatte aussagekräftige Ergebnisse.

Versuche mit einer ähnlichen Apparatur führen S t r a c k (44) und D o l d e r , ebenfalls an Kunststoffen, durch. S t r a c k (44) schaltet noch einen Abriebstoff (Bimsstein und Schlämmkreide) dazwischen, während D o l d e r von der Vorstellung ausgeht, daß die Werkstoffe von Prothesen, Kronen und Brücken beim Kauakt nicht stationär gedrückt, sondern auf kleinen Strecken unter Kaukrafteinwirkung abradiert werden.

So läßt H e n k e l (14) den Kunststoffzahn auf eine geneigte Metalloberfläche regelmäßig auftreffen und auf ihr 1 bis 2 mm gleiten.

Eine Abriebmaschine zur Prüfung von Gummi nach DIN 53516 benutzen F r e n z (11), T a e g e (45), D i e t e r l e (5), P o h l i n g (29) und F i s c h e r - M ü n s t e r m a n n (10). Letztere prüfen die Härte gleichzeitig nach der abgewandelten Ritzmethode von Martens. Die Versuche wurden ebenfalls an Kunststoffen durchgeführt.

C h o u d h a r y , T e r r y , G e h l , R y g e (4) stellen einen Gewichtsverlust von 1 mg bis 80 mg beim Tragen von totalen Prothesen mit Mineralzähnen über einen Zeitraum von 1,5 bis 14 Monaten fest und führen diesen auf eine Abrasion der Kauflächen zurück.

2.2.2. Technische Literatur

In der technischen Keramik sind die Untersuchungen über Verschleiß und Härte sehr wichtig zur Beurteilung der Glasuren, besonders bei Gebrauchsgegenständen.

Zum Vergleich von Mineralien untereinander sind auch heute noch der Einfachheit halber die Ritzhärten nach M o h s am gebräuchlichsten.

Anders ist es bei der Prüfung von Glasuren, die fast alle die gleiche Zusammensetzung haben. Nach S a l m a n g / S c h o l z e (35) sind auch keine größeren Unterschiede in der Härte der Glasuren zu beobachten. Er gibt Meßwerte in Vickershärten an. Seiner Meinung nach ist die Übertragung dieser Meßwerte auf die technisch interessante Verschleißfestigkeit widersprüchlich, da es verschiedene Verschleißarten gibt, den chemischen Verschleiß, den Strahl- und Gleitverschleiß.

DIN 50320 definiert den Verschleiß: "Unter Verschleiß im Sinne der Technik wird die unerwünschte Veränderung der Oberfläche von Gebrauchsgegenständen durch Lostrennen kleiner Teilchen infolge mechanischer Ursachen verstanden".

H o f f m a n n (15) unterscheidet

1. den abrasiven Verschleiß

Er ist dadurch gekennzeichnet, daß das Abrasionsmittel durch kratzende, schabende oder schneidende Beanspruchung der Verschleißoberfläche Teilchen abtrennt;

2. den adhäsiven Verschleiß:

Er zeichnet sich dadurch aus, daß sich zwischen dem Abrasionsmittel und der Verschleißoberfläche zunächst eine Anlagerung ausbildet. Erst im Anschluß daran werden die entstandenen Brücken abgeschert.

Weiterhin gibt H o f f m a n n eine neue Methode zur Verschleißbestimmung an, bei der Wasser mit abrasivem Korn über eine glasierte Oberfläche strömt. Das Abrasionsmittel wird im Kreislauf geführt, während die abgelösten Oberflächenteilchen im Überlauf des Gefäßes entfernt werden. Die Auswertung erfolgt mittels Interferenzmikroskopie durch Messung der Niveaulinienhöhe nach 5, 10 und 20 Stunden.

Ebengenannte, wie auch die beiden folgenden Methoden sind als Untersuchungen mit losem Korn anzusehen.

K i e f f e r und W e t t i g (20) lehnen Sandstrahlgebläse und Sandschleudern für Untersuchungen ab, da der Abrieb nicht durch loses Gut, sondern durch Aneinanderreiben fester

Körper erzeugt werden soll. Nur so können die im Gebrauch auftretenden Beanspruchungen nachgeahmt werden. Der Prüfkörper ist auf einer mit 100 U/min rotierenden Scheibe befestigt, über der sich parallel zur Oberfläche ein Arm mit vier, senkrecht in Bohrungen beweglich geführten, 40 g schweren Kupferstäben befindet. Diesen Arm treibt ein Exzenter an und somit beschreiben die Stäbe konzentrische Felder auf dem rotierenden Prüfkörper, sodaß sie die ganze Oberfläche gleichmäßig bestreichen. Diese wird mit einer Kunstkarborundumschmiere vorher eingestrichen. Die auf der Analysenwaage bestimmte Gewichtsabnahme gibt die Härte der Glasur an.

Bei dem in DIN 52108 dargestellten Abschleifverfahren reibt die Probe mit einer Auflagefläche von 50 cm^2 auf einer mit Schmirgel belegten Schleifscheibe unter Belastung ab. Gemessen wird der Gewichtsverlust.

Als Methode des Schleifens mit gebundenem Korn ist nach ASTM 501-62 der "Taber-Abraser" zu nennen. Bei diesem Gerät wird die Oberfläche des konzentrisch verspannten, sich mit 60 U/min drehenden Prüfkörpers, zwei mit variablem Auflagegewicht versehenen Schleifscheiben ausgesetzt. Als Maß der Schleiffestigkeit dient ein aus der Messung des Gewichtsverlustes ermittelter Abriebindex.

Im Gegensatz zu dieser schleifenden Beanspruchung stehen die folgenden Verfahren der fallenden Beanspruchung.

Die Methode von S c o t t (36) ist wohl die älteste, die zur Untersuchung glasierter Oberflächen beschrieben wird. Er läßt 29 kg Standardsand in 10 Minuten auf die um 24° geneigte zu prüfende Oberfläche aus einer Höhe von 1850 mm fallen. Der Gewichtsverlust der Probe gilt als Maß für den Widerstand gegen die Abrasion.

H a r r i s o n (13) benutzt die gleiche Apparatur, vermindert nur die Fallhöhe, um den Verschleiß zu verringern. Als Grad der Abrasion gibt er die Menge Sand an, die eine Glanzminderung um 10 % ergibt, gemessen mit einem Ingersoll Glarimeter und polarisiertem Licht.

Andere Methoden können in der Kategorie der Prallbeanspruchung zusammengefaßt werden.

M i l l i g a n (24) arbeitet mit einem Zeiss-Jena-Apparat und mißt die Lochtiefe, die ein Sandstrahl (Standard Ottawa Sand) im Probekörper hervorruft und setzt sie zu der Tiefe in einer genormten Glasplatte ins Verhältnis.

S p e n c e r - S t r o n g (42) verwendet eine Maschine, bei der das auf einen schnell rotierenden Teller aufgegebene Abrasionsmittel (Standardsand) durch die Zentrifugalkraft gegen den Prüfkörper geschleudert wird. Die Messung der oberflächlichen Abrasion führt er mit dem Ingersoll Glarimeter durch,

die Bestimmung der totalen, bis auf das Metall gehenden, durch Ermittlung der benötigten Sandmenge.

Ein anderes Verfahren gibt S c h r a m m (38) an, bei dem Normsand mittels Preßluft auf die mit 35 U/min rotierende Probenoberfläche spritzt. Die Abriebbestimmung erfolgt gravimetrisch.

Allgemein versteht man unter der Härte die Eigenschaft eines Körpers, dem Eindringen eines anderen einen Widerstand entgegenzusetzen.

Drei Klassen von Härtemessverfahren werden unterschieden:

1. Statische Verfahren,
2. Dynamische Verfahren,
3. Ritzverfahren.

1. Bei den statischen Verfahren wird ein Eindringkörper aus einem geeigneten Stoff, z.B. Stahl oder Diamant, unter einer bestimmten Prüflast senkrecht in die Probe eingedrückt. Unter der Wirkung des eindringenden Körpers verformt sich der Werkstoff, und es entsteht ein Eindruck, der ausgemessen werden kann.

1.1. Brinellhärte

Als Eindringkörper dient eine Stahlkugel, die mit einer bestimmten Kraft in das Werkstück gepreßt wird. Nach Entlastung ist der gemessene Eindruck in Abhängigkeit von der Druckkraft als Maß für die Härte anzugeben.

1.2. Rockwell B- und C-Härte

Bei diesem Verfahren wird nach Aufbringen einer Vorlast die Eindrucktiefe während der Prüfbelastung sofort an einer Meßuhr abgelesen. Als Eindringkörper benutzt man bei Rockwell B eine Stahlkugel, bei Rockwell C ein Diamantkegel.

1.3. Kegelhärte nach Ludwik

Ein Kreiskegel von 90^{o} Öffnungswinkel drückt in die Probe ein. Hier ergeben sich Härtezahlen, die von der Prüflast unabhängig sind, da nach dem Kick'schen Ähnlichkeitsgesetz die Eindringtiefe mit steigender Prüfkraft zunimmt.

1.4. Vickershärte

Eindringkörper ist eine regelmäßige Diamantpyramide von 136^{o} Seitenneigung, deren Diagonalen ausgemessen werden. Ferner gilt das unter 1.3. gesagte.

1.5. Knoophärte

Eine belastete Diamantpyramide von rhombischem Querschnitt hinterläßt auf dem Prüfkörper einen Eindruck, dessen lange Diagonale gemessen wird.

1.6. Kleinlast- und Mikrohärte

werden hauptsächlich für die Prüfung von dünnen Schichten, leicht gekrümmten Oberflächen etc. benutzt. Als Eindringkörper dienen Vickers- und Knoopdiamanten. Die Belastung kann bei diesen Verfahren bis auf einige p reduziert werden.

2. Bei den dynamischen Härteprüfungen wird der Prüfkörper mittels kinetischer Energie in das Werkstück eingetrieben und an dieser Stelle die Verformung gemessen. Die Bestimmung dieser Verformung kann entweder durch Ausmessen des Eindruckes oder durch den für die Verformung notwendigen Energieverlust erfolgen.

2.1. Poldi-Hammer

Es handelt sich um eine Schlaghärteprüfung, bei der ein Schlagbolzen in Richtung auf das Werkstück getrieben wird, wobei sich der Schlag über einen Vergleichsstab und eine Kugel (Ø = 10 mm) auf das Werkstück überträgt. Als Maß der Härte dient das Verhältnis aus Eindrucktiefe im Vergleichsstab und Werkstück.

2.2. Skleroskop nach Shore

Ein Fallhammer von 20 p mit abgerundeter Diamantspitze fällt aus 112 mm Höhe auf das Werkstück, federt auf Grund der Elastizität wieder in eine gewisse Höhe zurück. Diese wird als Rücksprung - oder Shorehärte gemessen.

3. Bei der Ritzhärte wird das Werkstück durch einen anderen Körper geritzt. Es werden unterschieden:

3.1. Anritzverfahren

3.1.1. mittels Mineralien:

Mohs ordnet 10 Mineralien derart ein, daß jedes Mineral vom nachfolgenden geritzt wird und das vorhergehende selbst zu ritzen vermag.

3.1.2. mittels Bleistiften verschiedener Härtegrade.

3.1.3. mittels Metallnadeln, es werden Stähle verwandt mit verschiedenem C-Gehalt oder verschiedenen Rockwell-Härten

3.2. Einritzverfahren

3.2.1. nach Martens; mit einem 90° Diamantkegel

3.2.2. nach Richter (31); mit einem 120° Diamantkegel

3.2.3. nach Bierbaum; mit einer Dreieckspyramide

Die Ritzhärte wird angegeben als die Last, die nötig ist, um eine bestimmte Ritzbreite zu erzielen.

Aus den Beschreibungen geht hervor, daß es viele Möglichkeiten zur Abrieb- und Härtemessung gibt, jedoch keine speziell für keramische Massen. So sind aus den genannten Methoden die später angewendeten Verfahren entwickelt worden.

3. Spezieller Teil

3.1. Herstellung der Prüfkörper

Um für die Versuchsreihen identische Prüfkörper herstellen zu können, ist ein paralleler Hartmetallzylinder mit einer zentrischen Bohrung von 8 mm Durchmesser versehen worden. In diese Bohrung kann von der einen Seite ein Stempel eingeschoben werden, der eine Markierung besitzt, durch die jederzeit wiederholbar die Höhe des Prüfkörpers von 4 mm einzustellen ist. Der Stempel wird durch eine Klemmvorrichtung an dieser Stelle gehalten (Abb. 1).

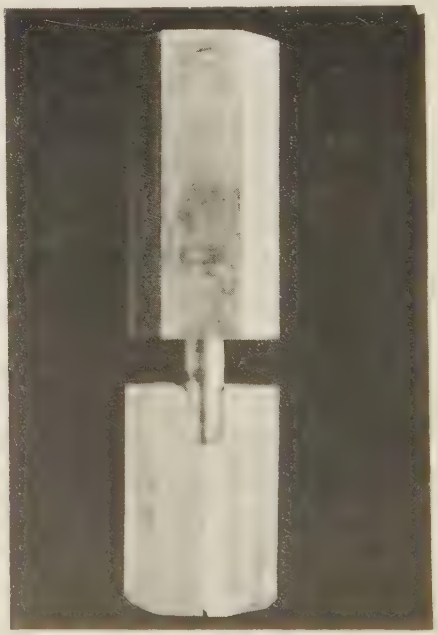


Abb. 1
Hartmetallform zur Herstellung identischer Metallprüfkörper (Seitenansicht)
Originalgröße

In die dadurch an der Gegenseite entstehende zylindrische Hohlform wird flüssiges Gußwachs (Rushers Inlay Wachs) blasenfrei eingegeben und nach Erhärten mit dem Stempel herausgeschoben (Abb. 2).

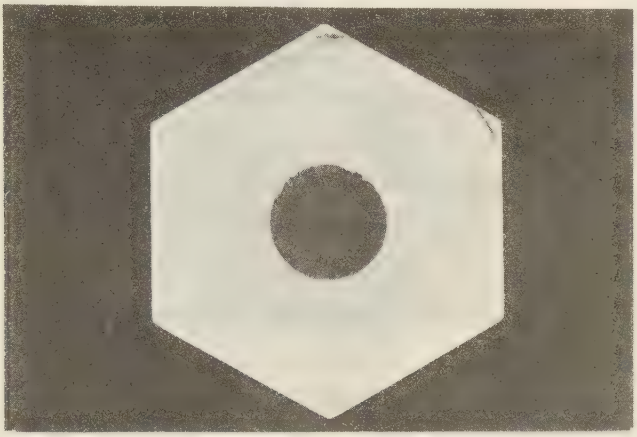


Abb. 2
Hartmetallform mit eingelegtem Wachsmodell (dunkel)
Aufsicht, V = 3 x

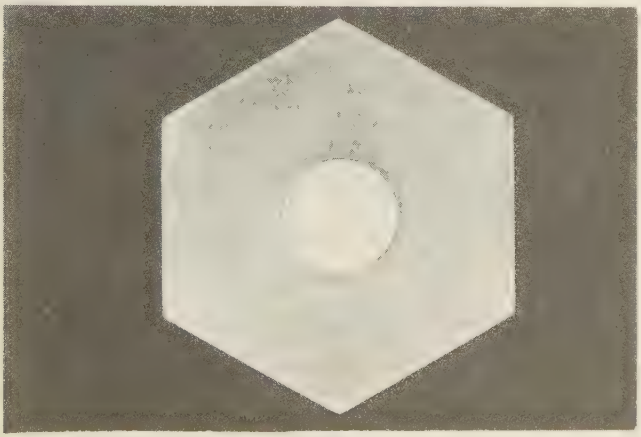


Abb. 3
Hartmetallform mit eingelegtem Metallkörper (hell)
Aufsicht, V = 3 x

Diese Wachsformen von 8 mm Ø und 4 mm Höhe werden mit Gußstiften von 4 mm Ø an den nicht zu bebrennenden Seitenflächen versehen und unter Einhaltung einer gewissen Entspannungszeit nach Angabe der Hersteller eingebettet (Aurovest bzw. Deguvest HFG Einbettmasse) und in Edelmetall gegossen (Herador bzw. Degudent Universal). Die Prüfkörper aus Wiron sind wegen der Schwierigkeiten bei der eigenen Herstellung von der Bremer Goldschlägerei W. Herbst, Bremen in den gleichen Abmessungen angefertigt worden (Abb. 3).

Die Edelmetallformen werden nach sorgfältiger Reinigung, Abbeizen in 10 % Schwefelsäure und 15 Minuten langen Kochens in destilliertem Wasser, im Brennofen oxydiert:

Herador	10' bei 950°C
Degudent U	10' bei 960°C

Die edelmetallfreien Formen aus Wiron müssen nach dem Ausbetten mit Korund abgestrahlt und dann 5' lang bei 950°C oxydiert werden. Dieser Arbeitsgang wiederholt sich noch zweimal. Nach anschließendem Abblasen mit Druckluft und Reinigung mit Aethyl-Acetat ist die Legierung zum Aufbrennen der Massen vorbereitet.

Als keramische Aufbrennmassen werden benutzt

zum Herador	: Biodent Metallkeramikmasse
zum Wiron	: Biodent Metallkeramikmasse
zum Degudent U	: VMK 68 Masse

Ist bei den Edelmetall-Legierungen die Brandführung vom Hersteller der keramischen Massen vorgeschrieben, so gilt bei Wiron die Vorschrift des Legierungsherstellers. Hier muß die Grundmasse bei voller Arbeitstemperatur des Ofens eingefahren werden, in diesem Fall bei 950°C, wobei die Brennzeit gleich der Aufholzeit ist. Eine Vorwärmzeit von 10' sollte wegen der schlechten Wärmeleitfähigkeit des Metalles eingehalten werden.

Nachdem die Grundmasse in vorgeschriebener Weise aufgebrannt worden ist, wird zum Auftragen der Dentinmassen eine ähnliche Form wie für die Herstellung des Wachsmodelles benutzt. Sie bezweckt den Ausgleich der Brandschwindung.

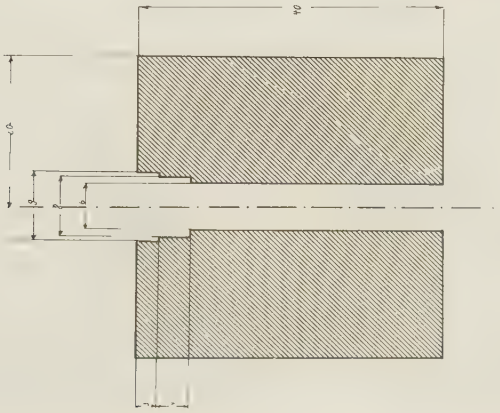


Abb. 4
Zylinder zum Ausgleich der Brandschwindung

Ein Kunststoffzylinder wird mit einer zentrischen 6 mm großen Bohrung versehen, in die ein Stab geschoben werden kann. An der einen Seite ist die Bohrung auf 8 mm Ø erweitert und reicht 7 mm tief. Eine weitere Vergrößerung auf 9 mm Ø endet in der Tiefe von 3 mm.

So kann die Metallform in diesen Zylinder eingelegt und darauf die keramische Masse mit einem Überschuß von 1 mm aufgetragen werden. Nach zweimaligem Brand war der Schwund ausgeglichen und die Oberfläche aller Prüfkörper gleichmäßig 50 mm^2 groß (Abb. 5 zeigt einen Prüfkörper in der Form für die Herstellung der Wachsmodelle; Abb. 6 und 7 zeigen fertig gebrannte Prüfkörper).

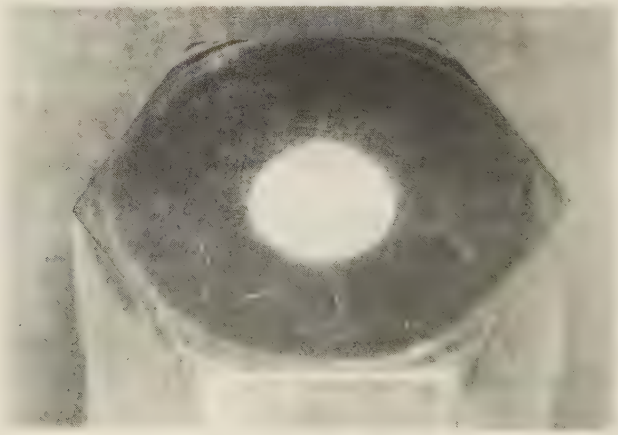


Abb. 5
Hartmetallform mit eingelegtem gebranntem Prüfkörper (hell)
schräg, V = 3 x

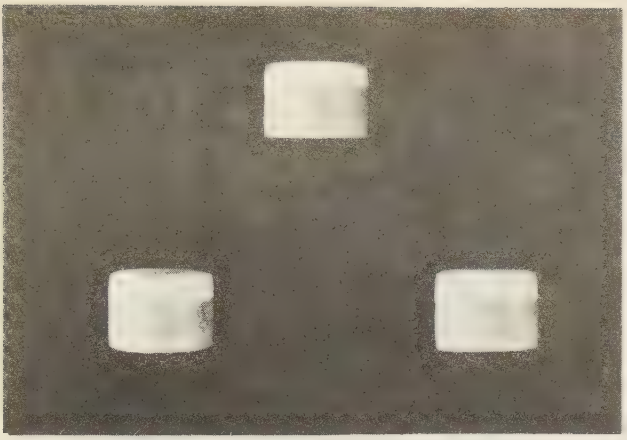


Abb. 6
Fertig gebrannte Prüfkörper (Ø 8 mm, h = 6 mm)
Seitenansicht, V = 2 1/2 x

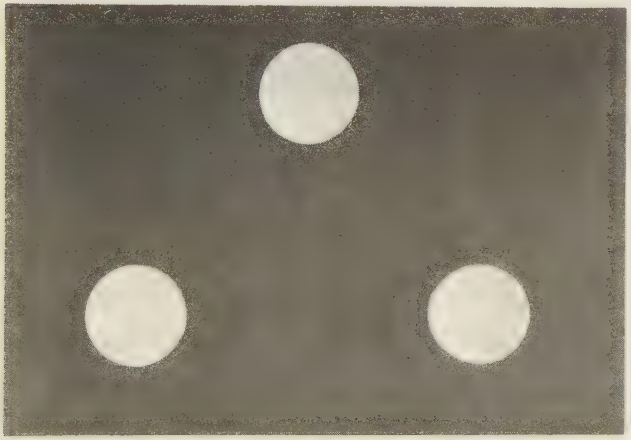


Abb. 7
Fertig gebrannte Prüfkörper (Ø 8 mm, h = 6 mm)
Aufsicht, V = 2 1/2 x

3.2. Abrasionsmessung

3.2.1. Methode und Material

Die Abrasionsprüfung wurde mit einem Testgerät zur Abriebbestimmung von Gummi durchgeführt (Zwick, Mod. 220; Abb. 8)

Abb. 8
Gerät zur Abriebbestimmung

Es handelt sich um eine Schleifvorrichtung, bei der eine waagerecht liegende, drehbar gelagerte Walze mit einem Umfang von 46 cm, 8 1/3 U/min ausführt. Senkrecht zu dieser Walze, die mit Schmirgelbogen (Carborundum Waterflex) der Körnung 600 belegt ist, befindet sich ein mit 15 U/min um seine Achse rotierender Probenhalter, der nach jeder Umdrehung an der Nahtstelle des Schmirgelbogens automatisch abhebt und nach kurzer Pause wieder weich aufsetzt.

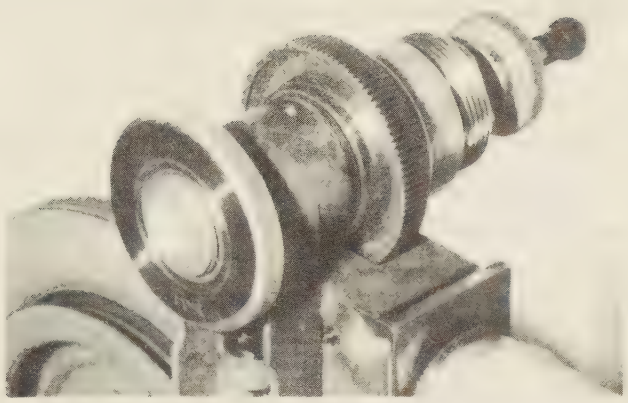


Abb. 9
Probenhalter mit Prüfkörper

So ergibt sich für jede Walzendrehung ein Abriebweg von 4o cm. Die Halterung wandert während jeder Umdrehung gleichmäßig um mehr als die Breite des Versuchskörpers zur Seite, so daß jede Stelle des Schmirgelbogens nur einmal bestrichen wird. Der Prüfkörper wird mit der Kraft von 1 kg gegen die Walze gedrückt und über einen Weg von 4 m abgerieben. Die bebrannte Metallform ist zentrisch in einem, in den Probenhalter passenden, Kunststoffzylinder mittels einer Madenschraube befestigt.

Untersucht worden sind drei verschiedene Oberflächenbeschaffenheiten:

"feuerpoliert" (A) (als Gegensatz zum Glanzbrand; die Oberfläche liegt so vor, wie sie nach dem 2. Brand aus dem Ofen kommt),

"geschliffen" (B) mit Papier der Körnung 600,

"Glanzbrand" (C),

an den Metallkeramiksystemen

Biodent-Herador

Wiron-Biodent

Degudent Universal - VMK 68

Von jedem System wurden pro Oberfläche jeweils 20 Prüfkörper abgerieben.

Als Maß für die Abrasion dient der auf einer Analysenwaage bestimmte Gewichtsverlust in µg umgerechnet auf 1 mm^2 der Oberfläche.

3.2.2. Vorversuche

Es wurden eine geeignete Körnung des Schmirgelbogens und ein entsprechender Schleifweg ermittelt, bei dem die Hochglanzschicht der Prüfkörper nicht sofort nach dem Aufsetzen zerstört wird und noch meßbare Werte zu erreichen sind. So ergab sich die Körnung 600 und der Abriebweg von 4 m.

Die DIN-Norm 53516 (Abriebbestimmung für Gummi) verlangt die Bestimmung der Angriffsschärfe der Testbögen mit genormten Gummischeiben. Da diese aber durch die Testung den feinen Carborundum Bogen verschmiert hätten, wurden 10 Bögen wahllos aus der Lieferung herausgegriffen und getestet. Es ergaben sich so geringe, nur mit Mühe meßbare Differenzen, die in dem

Versuch vernachlässigt werden können, so daß eine gleichmäßige Angriffsschärfe für alle Testbögen angenommen werden kann.

3.2.3. Ergebnisse der Hauptversuche

Die einzelnen Meßwerte sind aus Tabelle 1 bis 9 (s. Anhang) zu entnehmen.

Statistische Auswertung

Zur Charakterisierung einer Häufigkeitsverteilung können einzelne Zahlenwerte berechnet werden, mit deren Hilfe man Verteilungen beschreibt und miteinander vergleicht. Die wichtigsten dieser Angaben sind die Mittel- und Streuungswerte.

Das arithmetische Mittel ist die Summe aller Beobachtungen, geteilt durch die Anzahl aller Beobachtungen:

$$\bar{x} = \frac{\sum x}{n}$$

Das beste Maß für den Grad der Dispersion einer Verteilung ist die Standardabweichung (s) oder deren Quadrat, die Varianz (s^2). Die Varianz ist der Durchschnitt der Quadrate der Abweichungen aller Meßwerte vom Mittelwert:

$$s^2 = \frac{\sum x^2 - \frac{(\sum x)^2}{n}}{n - 1}$$

Standardabweichung $s = \sqrt{\frac{\sum x^2 - \frac{(\sum x)^2}{n}}{n - 1}}$

Je größer dieser Wert ist, desto weiter ist die Verteilung um den Mittelwert ausgebreitet, je kleiner er ist, desto enger liegen sämtliche Meßwerte um den Mittelwert.

Zum Vergleich der Streuungen untereinander ist die Berechnung des Variabilitätskoeffizienten oder Streuungskoeffizienten notwendig, denn Standardabweichungen können nur verglichen werden, wenn die zwei Mittelwerte annähernd gleich sind. Es ist häufig so, daß durchschnittlich große Meßwerte auch größere mittlere Abweichungen zeigen werden als durchschnittlich kleine Maße. Der Streuungskoeffizient gibt nun die Streuung im Verhältnis zum Mittelwert, und zwar in Prozenten des Mittelwertes an und wird berechnet nach der Formel

$$V = \frac{s \cdot 100}{\bar{x}} \quad \text{für} \quad \bar{x} \neq 0$$

Zeichenerklärung:

x = Meßwert

$\bar{x}$ = arithmetisches Mittel der Meßwerte

$\sum x$ = Summe aller Meßwerte

n = Anzahl der Meßwerte

Ergebnisse

Die statistisch ausgewerteten Untersuchungsergebnisse sind in der graphischen Darstellung Nr. 1 zusammengefaßt.
Es ergaben sich folgende Werte für den

Abrieb an Biodent-Herador

A: feuerpoliert : 66,0 $\mu g/mm^2$

B: geschliffen : 72,3 $\mu g/mm^2$

C: Glanzbrand : 67,7 $\mu g/mm^2$

Die Streuung lag zwischen 1,4 % und 6,5 %;

Abrieb an Wiron-Biodent

A: feuerpoliert : 68,6 $\mu g/mm^2$

B: geschliffen : 77,1 $\mu g/mm^2$

C: Glanzbrand : 67,7 $\mu g/mm^2$

Die Streuung lag zwischen 1,9 % und 2,9 %;

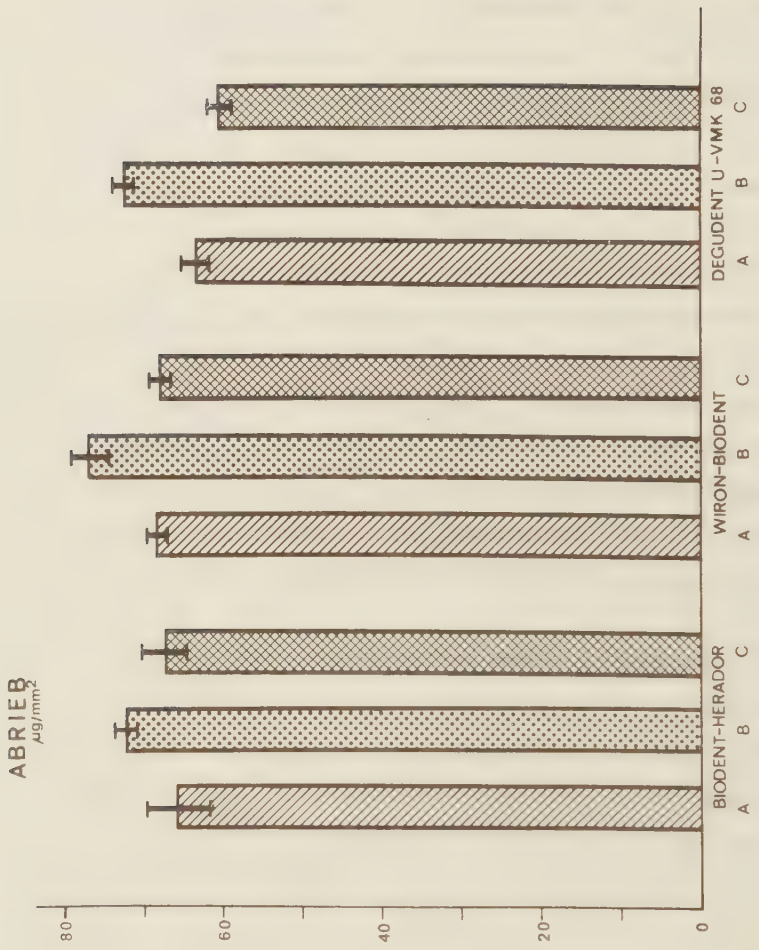
Abrieb an Degudent U - VMK 68

A: feuerpoliert : 63,4 $\mu g/mm^2$

B: geschliffen : 72,5 $\mu g/mm^2$

C: Glanzbrand : 60,6 $\mu g/mm^2$

Die Streuung lag zwischen 1,7 % und 2,8 %.



Graphische Darstellung Nr. 1

3.3. Härtemessung

3.3.1. Methode

Nach Martens ist die Ritzhärte definiert als diejenige Belastung in p, die bei der Anwendung des 90° Kegels eine Ritzbreite von 10 µ erzeugt.

In den folgenden Versuchen wird der Kleinlasthärteprüfer "Durimet" der Firma Leitz mit einer Diamantpyramide von 120° Öffnungswinkel benutzt, die mit Belastungen von 25 p und 50 p auf die Oberfläche des auf dem Meßtisch fest liegenden Prüfkörpers drückt (Abb. 10).

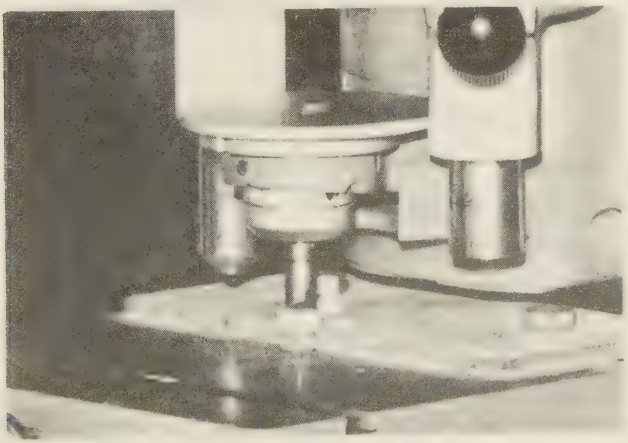


Abb. 10
Prüfkörper mit aufgesetztem Diamanten

Der Meßtisch wird mit einer konstanten Geschwindigkeit von 20 µ/sec erschütterungsfrei unter dem Prüfdiamanten entlanggezogen, mittels eines hierfür konstruierten Elektroantriebes (Abb. 11).

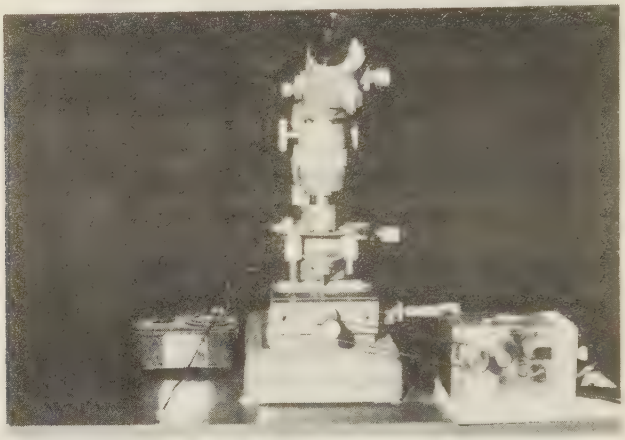


Abb. 11
Durimet mit Elektroantrieb

Die Breite der so erreichten 2 bis 3 mm langen Ritze ist in dem Feinmeßokular mit 400-facher Vergrößerung auf 0,1 µ genau abzulesen. Das arithmetische Mittel aus fünf Meßwerten je Belastung ergibt die Ritzbreite für diesen Ritz. Aus diesen Werten wird graphisch und rechnerisch die Belastung bei 10 µ erhalten.

Untersucht worden sind die unter 3.2.1. genannten Systeme an jeweils 10 Prüfkörpern je Oberflächenbeschaffenheit.

3.3.2. Vorversuche

Es wird versucht, Vickers-Härten zu messen. Die eventuell brauchbaren, da nicht ausgeplatzten Eindrücke besaßen aber eine zu große Streuung, so daß vergleichbare Werte nicht zu erhalten waren (von 17 Eindrücken waren 3 brauchbar, mit einer HV von 700 kp/mm^2 bis 1200 kp/mm^2).

Die Ritzhärtemessungen, wobei die Geschwindigkeit von 20 µ bis 30 µ mit Hand gesteuert wurde, waren ebenfalls sehr unterschiedlich und nicht zu vergleichen. So wurde ein Elektroantrieb konstruiert, der eine konstante Geschwindigkeit ermöglichte. Die günstigste Geschwindigkeit lag, wie auch von der Bundesanstalt für Materialprüfung in Berlin angegeben, bei 20 µ/sec.

Gleichzeitig ergab sich, daß eine Ritzlänge von mindestens 2 mm nötig ist. Wird dieser Ritz mit dem Meßokular abgefahren, so ist die Ritzbreite auch an den ausgeplatzten Stellen gleich der an den unausgeplatzten. Somit liegen genügend Meßwerte vor, aus denen arithmetisch die Breite dieses Ritzes bestimmt werden kann (Abb. 12). Abb. 13 zeigt nicht verwertete Ritze; auf beiden Abbildungen sind die Ritze mit Graphit ausgestrichen.

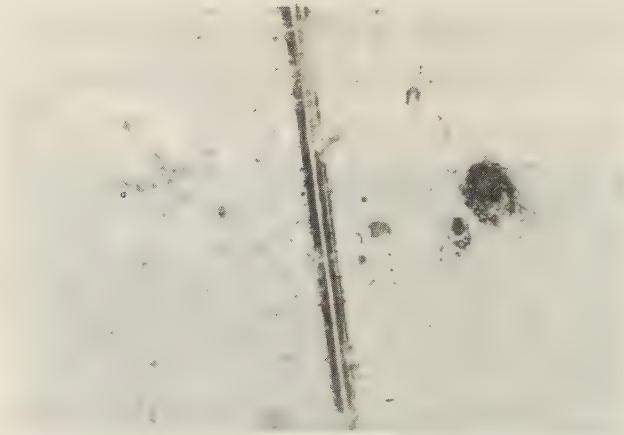


Abb. 12
Ritz von 10,5 µ Breite in keramischer Masse
V = 400 x

Abb. 13
Ausgeplatzter Ritz
V = 64 x

Als günstigste Beleuchtung wurde das im "Durimet" eingebaute, durch ein Grünfilter strahlende Licht bei etwas herausgezogener Niedervoltlampe gefunden.

Martens sucht die Kraft, die eine Ritzbreite von 10 µ erzeugt, durch so viele Ritze zu erreichen, bis einer die Breite von 10 µ zeigt.

Von der Bundesanstalt für Materialprüfung wird folgendes Verfahren angegeben: Die für 25 p und 50 p erhaltenen Werte werden in einem Koordinatensystem aufgetragen und interpoliert, wobei die Abszisse die Belastung in p angibt und die Ordinate die Ritzbreite in µ. Es wird der der Breite von 10 µ entsprechende Belastungswert abgelesen. Es ergab sich, daß zwischen diesen beiden Belastungen eine annähernd geradlinige Verbindung besteht.

Daher wird auf die in der analytischen Geometrie gebräuchlichen Formel für eine Gerade durch zwei Punkte zurückgegriffen und der Wert für 10 µ zusätzlich berechnet:

$$\frac{y - y_1}{x - x_1} = \frac{y_1 - y_2}{x_1 - x_2}$$

Die Gleichung wird nach x aufgelöst:

$$x = x_1 + \frac{(x_1 - x_2)\ (y - y_1)}{y_1 - y_2}$$

Nach Einsetzen der von vornherein Bekannten, ergibt sich:

$$x = 50 + \frac{25\ (10 - y_1)}{y_1 - y_2}$$

Zeichenerklärung:

x = Belastung in p, die eine Ritzbreite von 10 μ gibt

x_1 = Belastung 50 p

x_2 = Belastung 25 p

y = Ritzbreite von 10 μ bei der Belastung von x

y_1 = Ritzbreite bei der Belastung von x_1

y_2 = Ritzbreite bei der Belastung von x_2

An höchstens einen Tag in 0,9 % NaCl aufbewahrten Zähnen wurden Ritzhärten von 24,2 p bis 35,05 p gemessen.

3.3.3. Ergebnisse der Hauptversuche

Die Tabellen 10 bis 19 (Anhang) geben die einzelnen Meßwerte wieder. Die graphischen Darstellungen 2 bis 10 (S. 42 - 44) zeigen vergrößerte Ausschnitte aus den zeichnerischen Bestimmungen der Ritzhärten der graphischen Darstellungen 12 bis 20 (Anhang).

Die statistische Auswertung erfolgte nach den gleichen Gesichtspunkten wie bei der Abriebbestimmung.

So wurden folgende Ritzhärten bei einer Breite von 10 µ gefunden:

Biodent-Herador

A: feuerpoliert: 49,66 p

B: geschliffen : 40,80 p

C: Glanzbrand : 45,91 p

bei einer Streuung zwischen 3,5 % und 4,6 %

Wiron-Biodent

A: feuerpoliert: 47,54 p

B: geschliffen : 46,32 p

C: Glanzbrand : 50,91 p

bei einer Streuung zwischen 4,2 % und 5,7 %

Degudent Universal - VMK 68 Masse

A: feuerpoliert: 46,07 p

B: geschliffen : 43,49 p

C: Glanzbrand : 80,85 p

bei einer Streuung zwischen 5,5 % und 7,2 %

Biodent-Herador

(errechnete Ritzhärten in p)

	A feuerpoliert	B geschliffen	C Glanzbrand
1.)	42,39	39,47	44,57
2.)	47,18	39,93	43,89
3.)	48,32	39,46	43,13
4.)	45,56	39,05	43,68
5.)	46,52	41,93	47,93
6.)	50,22	43,56	46,76
7.)	44,43	41,97	48,29
8.)	45,66	41,71	47,45
9.)	49,11	40,51	45,86
10.)	47,64	40,38	47,55
$\bar{x}$:	49,66 p	40,80 p	45,91 p
s:	2,31 $\mu g/mm^2$	1,44 $\mu g/mm^2$	1,94 $\mu g/mm^2$
V:	4,65 %	3,53 %	4,23 %

Wiron-Biodent

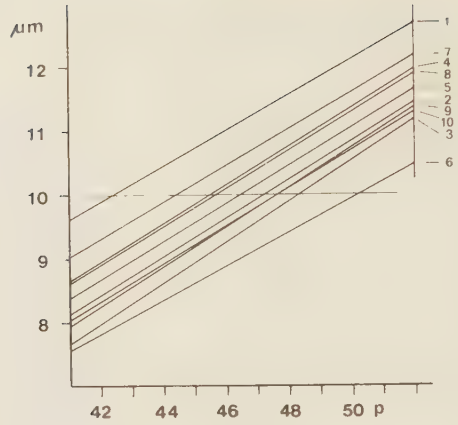
(errechnete Ritzhärten in p)

	A feuerpoliert	B geschliffen	C Glanzbrand
1.)	56,36	41,75	54,09
2.)	55,00	50,40	52,12
3.)	64,28	47,92	49,53
4.)	61,06	48,50	54,88
5.)	57,23	47,86	48,20
6.)	58,60	45,29	49,02
7.)	57,38	45,43	50,43
8.)	53,82	43,32	50,35
9.)	58,21	46,53	50,40
10.)	53,45	46,20	50,08
$\bar{x}$:	57,54 p	46,32 p	50,91 p
s:	3,30 $\mu g/mm^2$	2,54 $\mu g/mm^2$	2,15 $\mu g/mm^2$
V:	5,73 %	5,48 %	4,22 %

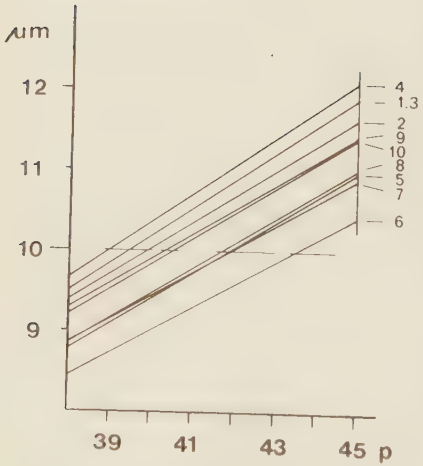
Degudent Universal - VMK 68

(errechnete Ritzhärten in p)

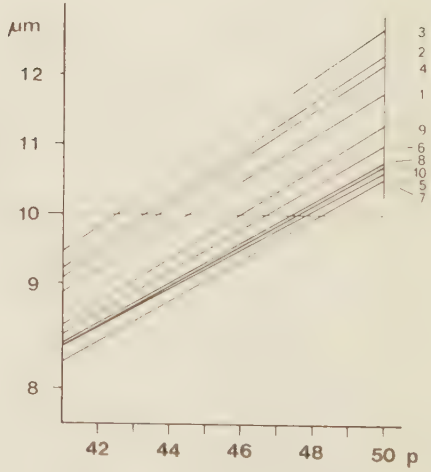
	A feuerpoliert	B geschliffen	C Glanzbrand
1.)	45,60	41,58	86,40
2.)	43,93	47,47	75,92
3.)	44,43	42,42	81,00
4.)	43,01	41,57	72,51
5.)	43,10	39,75	85,26
6.)	47,44	40,19	81,92
7.)	50,00	46,58	86,61
8.)	48,07	48,62	79,76
9.)	49,48	42,09	78,30
10.)	45,63	44,69	80,85
$\bar{x}$:	46,07 p	43,50 p	80,85 p
s:	2,55 $\mu g/mm^2$	3,13 $\mu g/mm^2$	4,44 $\mu g/mm^2$
V:	5,54 %	7,20 %	5,49 %



Graphische Darstellung 2
Ritzhärte Biodent-Herador
feuerpoliert



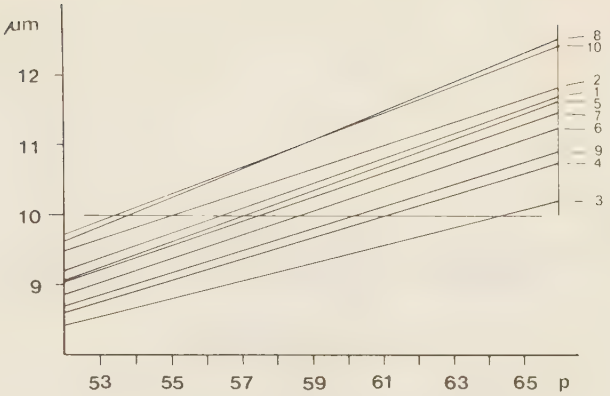
Graphische Darstellung 3
Ritzhärte Biodent-Herador
geschliffen



Graphische Darstellung 4
Ritzhärte Biodent-Herador
Glanzbrand

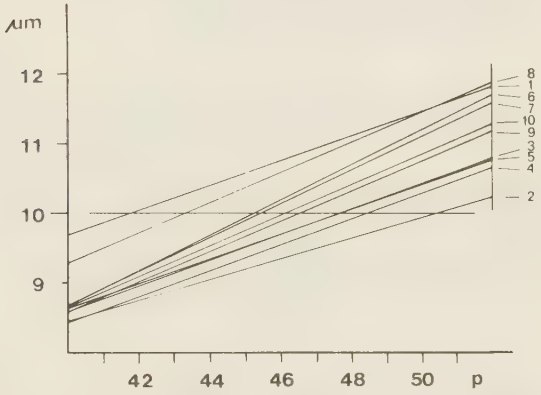
Graphische Darstellung 5

Ritzhärte Wiron-Biodent feuerpoliert



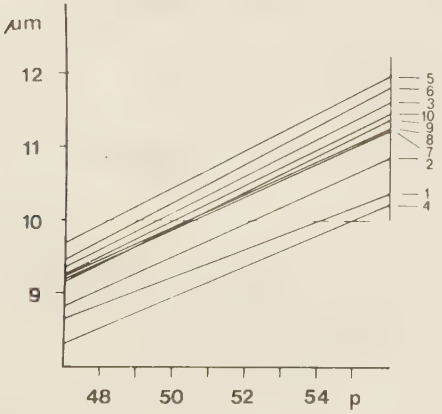
Graphische Darstellung 6

Ritzhärte Wiron-Biodent geschliffen



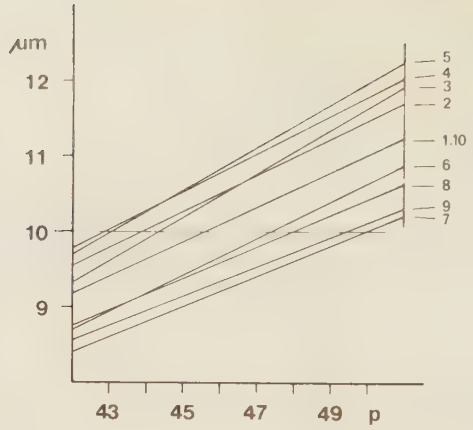
Graphische Darstellung 7

Ritzhärte Wiron-Biodent Glanzbrand



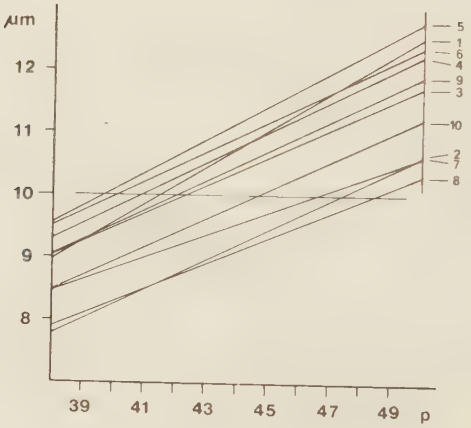
Graphische Darstellung 8

Ritzhärte Degudent U - VMK 68 feuerpoliert



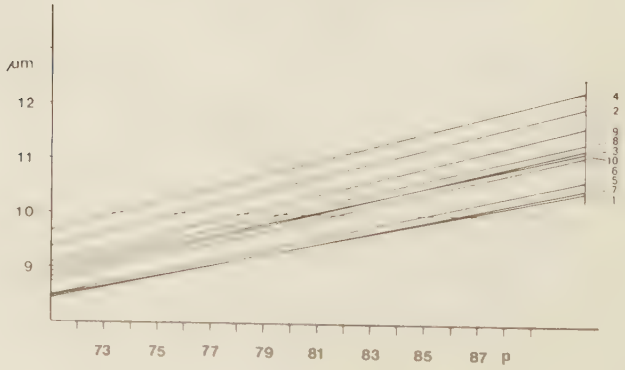
Graphische Darstellung 9

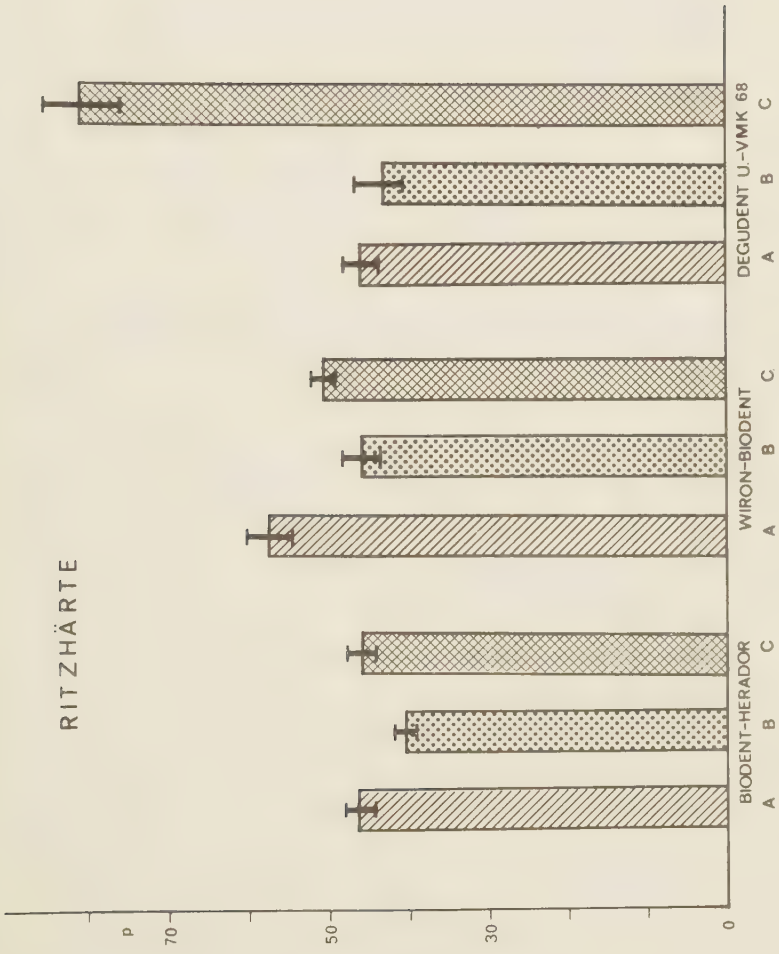
Ritzhärte Degudent U - VMK 68 geschliffen



Graphische Darstellung 10

Ritzhärte Degudent U - VMK 68 Glanzbrand





Graphische Darstellung 11

4. Diskussion

Die Frage der Abrieb- und Härtemessung von harten und vor allem spröden Stoffen, wie es die Gläser bzw. keramischen Massen sind, besteht in der Technik wie auch in der zahnärztlichen Werkstoffkunde. Da aber keine genormten Prüfverfahren für glasierte Oberflächen vorhanden sind, bestand die Schwierigkeit, aus den für andere Stoffe genannten Verfahren geeignete Methoden zu entwickeln

Das in Anlehnung an die Abriebbestimmung von Kunststoffen angewandte Verfahren (F r e n z - 11), (T a e g e - 45), (D i e t e r l e - 5), (P o h l i n g - 29) und (F i s c h e r - M ü n s t e r m a n n - 10) die Abrasion mit Hilfe genormter Schmirgelbögen an "Porzellan"-Oberflächen zu bestimmen, weist folgende Vorzüge auf:

gleichmäßige Kornverteilung,
sehr kleines Korn,
kurzer Abriebweg,
gleichmäßiger Abrieb der gesamten Prüfoberfläche und
gute Reproduzierbarkeit.

Die Verfahren von S c o t t (36), H a r r i s o n (13), M i l l i g a n (24), S p e n c e r - S t r o n g (42) und S c h r a m m (38), die Abrasion durch Sandstrahl in den verschiedensten Anwendungen zu bestimmen, ist mit den im Munde auftretenden Beanspruchungen (D o l d e r - s.S. 11) nicht vergleichbar.

Die Prüfmethode nach DIN 52108 scheidet vor allem durch die Schwierigkeit der gleichmäßigen Kornverteilung bei der untersuchten Oberfläche aus. Ebenso auch das von K i e f f e r - W e t t i g (20) angewandte Verfahren, da in den eigenen Versuchen nur eine sehr dünne Schicht gemessen werden soll und somit eine genaue Meßbarkeit auch des abrasiven Korns gegeben sein muß.

Methoden ähnlich der von C h o u d h a r y , T e r r y , G e h l und R y g e (4) angewandten, sind mit zu vielen Unsicherheitsfaktoren behaftet, so daß diese nicht als Prüfverfahren angegeben werden können.

Die Ergebnisse, die R i t z e (34) und G a y k e n (12) mit dem Kleinlastprüfverfahren mit dem Vickers-Kegel erreichen, konnten in eigenen Untersuchungen nicht bestätigt werden. 3 meßbare von 17 schlechten Eindrücken können nicht als brauchbares Ergebnis bezeichnet werden. Die Literatur der technischen Härtemessung bestätigt diese Beobachtung. Es heißt dort, daß die auf eine plastische Verformung hinauslaufenden statischen Härtemeßverfahren wie von Brinell, Rockwell, Vickers bei Glas wegen seiner Sprödigkeit nicht anwendbar sind.
"Ringförmig verlaufende Risse sind praktisch bei allen Mikroeindrücken, die mit Prüfkräften über 10 p erzeugt werden, vorhanden". K l e m m und S m e k a l in W e i n g r a b e r (48) haben dies durch Flußsäureätzungen nachgewiesen.

Entsprechend zu beurteilen sind auch die Untersuchungen von S i l v e r , K l e i n , H o w a r d (41) und B r e u s t e d t (3).

Daher ist, wie W e i k a r t (47) feststellt, die Ritzhärteprüfung für sehr harte und spröde Körper, wie es die keramischen Massen sind, vorzuziehen.

Die Schwierigkeit, eine konstante Ritzgeschwindigkeit einzuhalten, sieht M a r x (22) als entscheidenden Mangel an, denn von ihr ist die Ritzbreite abhängig. Diese Schwierigkeit wurde durch den entwickelten elektrischen Antrieb gelöst.

Als Nachteil der Ritzhärteprüfung bleibt, daß dieses Verfahren nur dem relativen Vergleich von Stoffen dienen kann. Es ist kaum möglich, durch die Schwierigkeiten bei der Justierung, an zwei Geräten vergleichbare Ergebnisse zu erhalten.

Trotzdem wurde die Ritzhärteprüfung nach Martens angewendet, variiert durch die Auswertungsmethode und die 120° Pyramide, welche gegenüber einem 90° Kegel einen flacheren Ritz zieht, was besonders günstig für die Beurteilung der sehr dünnen Glanzschicht anzusehen ist. Die Ritztiefe wird als etwa 1/3 der Ritzbreite beschrieben. Außerdem entspricht diese Prüfmethode eher den im Munde auftretenden Beanspruchungen (ähnlich bei der Abriebbestimmung).

Die nach diesem Verfahren in den Vorversuchen gemessenen Schmelzhärten können nicht als statistisch gesichert gelten, da sie ohne Beachtung der von B o r n (2) und R i e f e n s t a h l (33) aufgestellten Ergebnisse ermittelt wurden. Zu Vergleichszwecken können diese Härten, wenn auch mit großer Vorsicht, unter Angabe des gefundenen Höchst- und Mindestwertes benutzt werden.

Nach Versuchen der Firma Zeiss (in W e i n g r a b e r - 48) entsprechen gleiche Ritzhärten aber keineswegs gleichen Schleifhärten, denn bei diesen zwei Meßverfahren liegen bezüglich Kraftangriff und Bruchflächenbildung verschiedene Verhältnisse vor. So kann nach S c h u l z (39) der Schleifvorgang in drei Abschnitte zerlegt werden.

1) Bei geringem Schleifdruck überwiegt eine einfache Ritzwirkung, die etwa dem Druck proportional ist. Es entstehen glatte Risse.
2) Bei mittlerem Druck entstehen Sprünge unter Absplitterung muschelförmiger Bruchstücke. Hier herrscht keine lineare Abhängigkeit vom Druck vor.
3) Bei stärkerem Druck wird schließlich das Schleifkorn zertrümmert. Auch hier ist keine lineare Beziehung vorhanden.

Die eigenen Untersuchungen erbrachten folgende Ergebnisse:

1) Es bestehen keine wesentlichen Unterschiede in der Abriebfähigkeit der Glanzgrade bei allen drei Systemen. Außer

beim Biodent-Herador weisen die geschliffenen Oberflächen höhere Abrasionswerte auf.

2) Die Ritzhärten der geschliffenen Oberflächen sind in den Mittelwerten geringer als die der glanzgebrannten. Die Streuung liegt aber sehr dicht beieinander, so daß ein signifikanter Unterschied nicht besteht, außer bei Degudent U - VMK 68.

3) Die Ritzhärte des Schmelzes liegt mit Werten zwischen 24,2 und 35,05 p unter denen der geschliffenen Prüfkörper (40,8 p bis 46,3 p).

Somit kann den Ansichten von I l g (16) und E i c h n e r (9) zugestimmt werden, die eine angeschliffene, unpolierte und unglasierte Okklusionsoberfläche einer keramischen Arbeit fordern. Hinzugefügt werden muß. daß zum Anschleifen eine sehr feine Körnung (600) verwendet wird. Diese würde nach der Definition von J u n g (19) einer Vorpolitur entsprechen.

5. Zusammenfassung

Unter Berücksichtigung zahnärztlicher Belange werden verschiedene, gegebenenfalls geeignete Methoden zur Abriebbestimmung und Härtemessung an gebrannten keramischen Massen diskutiert.

Vergleichend werden drei metallkeramische Systeme (Biodent-Herador, Degudent U - VMK 68, Wiron-Biodent) mit verschiedener Oberflächenbeschaffenheit (feuerpoliert, geschliffen und mit Glanzbrand) untersucht.

Dazu sind 30 Prüfkörper von jedem Metall-Keramik-System hergestellt und 180 Abriebversuche, sowie 900 Ritzhärteprüfungen bei 25 p bzw. 50 p durchgeführt worden.

Größere Abriebwerte werden für die aufgerauhten Oberflächen gefunden. Die Ritzhärten zeigen keine signifikanten Unterschiede.

In Bezug auf die klinische Auslegung der Ergebnisse kann empfohlen werden, einen keramischen Brückenzahnersatz an der Okklusalfläche mit einem Sandpapier sehr geringer Körnung anzuschleifen. Dadurch wird die Glasur entfernt und eine, der natürlichen ähnliche Abrasion erzielt.

6. Literaturverzeichnis

1.) Beeck, K.-H.
Erfahrungen mit metallkeramischen Kronen und Brücken mit einem Überblick über die Entwicklung
Dtsch. Zahnärztebl. 23, 418 - 425 (1969)

2.) Born, J.
Untersuchungen menschlicher und tierischer Zähne mit Hilfe des Ritzverfahrens zur Feststellung ihrer Härte und ihres strukturellen Aufbaues.
Med. Diss. Bonn, 1938

3.) Breustedt, A.
Zahnärztliche Keramik
VEB Verlag Volk und Gesundheit, Berlin
2. Auflage, 1968

4.) Choudhary, S.C., Terry, J.M., Gehl, D.H., Ryge, G.
Dimensional Stability and Fluid Sorption in Porcelain Base Dentures
J. prosth. Dent. 14, 442 - 455 (1964)

5.) Dieterle, H.
Physikalisch-mechanische Eigenschaften des Cadurit
Dtsch. zahnärztl. Z. 17, 1332 - 1344 (1962)

6.) Drum, W.
Drum-Keramik
Berlinische Verlagsanstalt, 1943

7.) Eichner, K.
Porzellanoberfläche, ihre Gestalt und ihre Auswirkung auf die Gingiva
Dtsch. zahnärztl. Z. 15, 579 - 592 (1960)

8.) Eichner, K.
Leitfaden zahnärztlicher Werkstoffe und ihrer Verarbeitung
Berlinische Verlagsanstalt, 2. Auflage, 1967

9.) Eichner, K.
Beitrag zum Brückenersatz nach dem Metallkeramikverfahren - klinische und werkstoffkundliche Ergebnisse
Dtsch. Zahn. Kal. 28, 89 - 101 (1969)

10.) Fischer, C.H., Münstermann, K.
Experimentelle Untersuchungen über die Ritzhärte und Schleiffestigkeit zahnärztlicher Polymerisationskunststoffe
Stoma (Heidelb.) 6, 165 - 182 (1953)

11.) Frenz, J.
Materialprüfungen an Kunststoffzähnen und Messungen ihrer Abrasion bei abnehmbarem Zahnersatz mit einer neuen Methode
Med. Diss. Berlin, 1955

12.) Gayken, H.K.
Untersuchungen einer Chrom-Kobald-Legierung und den aufbrennbaren Keramikmassen mit besonderer Berücksichtigung der Härte, Haftfestigkeit und Verarbeitungstechnik der Werkstoffe
Med. Diss. Hamburg, 1970

13.) Harrison, A.C.
A Preliminary Study of the Resistance to Abrasion of Ceramic Glazes, its Control and Methods of Determination
J. Am. cer. Soc. 10, 2, 77 - 89 (1929)

14.) Henkel, G.
Über die Ursachen der Abrasion von Metallen durch Kunststoffe
Dtsch. Stomat. 19, 112 - 119 (1969)

15.) Hoffmann, U.
Die Bestimmung der Verschleißbeständigkeit glasierter Oberflächen
Ber. Dtsch. keram. Ges. 41, 240 - 246 (1964)

16.) Ilg, V.K.
Zahnärztliche Keramik
C. Hanser Verlag, München, 1949

17.) Johnston, J.F.
Porcelain Veneers bonded to Precious Metal Castings
J. Canad. Dent. 26, 657 - 663 (1960)

18.) Johnston, J.F., Dykema, R.W., Cunningham, D.M.
Porcelain Veneers fused to cast Gold Crowns
J. Amer. dent. Ass. 57, 48 - 53 (1958)

19.) Jung, Untersuchungen an im Vacuum gebrannten Zähnen
Zahnärztl. Rdsch. 67, 524 -526 (1958)

20.) Kieffer, E., Wettig, E.
Über ein neues Verfahren zur Prüfung der mechanischen Widerstandsfähigkeit von Glasuren
Ber. Dtsch. keram. Ges. 17, 387 - 391 (1936)

21.) Leu, M.
Praktische Aspekte der Metallkeramik
Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 78, 1 - 13 (1968)

22.) Marx, H.
Über die Härteuntersuchung zahnärztlicher Kunststoffe
Stoma (Heidelb.) 17, 234 - 246 (1964)

23.) Meyer, H.
Über die Abriebfähigkeit zahnärztlicher Kunststoffe
Dtsch. zahnärztl. Z. 10, 180 - 185 (1955)

24.) Milligan, L.H.
The impact Abrasion-Hardness of certain Minerals and Ceramic Products
J. Americ. ceram. Soc. 19, 4, 187 - 191 (1936)

25.) Mittenecker, E.
Planung und statistische Auswertung von Experimenten
Verlag Franz Deuticke, Wien, 4. Auflage (1963)

26.) North, R.
Vergleichende Untersuchungen über die Polierfähigkeit von Porzellan
Med. Diss. Mainz 1952

27.) North, R., Triebsch, E.
Über die Polierfähigkeit von Porzellan
Zahnärztl. Prax. 6, 9 (1955)

28.) Overdieck, H.F.
Der Vacuumbrand und seine Auswirkung auf die Struktur des Brenngutes
Zahnärztl. Prax. 9, 33 - 34 (1958)

29.) Pohling, W.
Experimentelle Untersuchungen von Kunststoffzähnen und Kunststoffen für Kronen- und Brückenverkleidung
Med. Diss. 1965

30.) Proell, F.W., Schubert
Die Ritzhärte des Schmelzes
Z. Stomat. 26, 1047 - 1063, (1928)

31.) Richter, G.
Härteprüfung dünner Überzüge nach Ritzhärteprüfverfahren
Z. Metallkunde 29, 355 - 356 (1937)

32.) Richter, H.
Über Ritz- und Kugeldruckhärte der harten Zahnsubstanzen, ein kritischer Vergleich
Z. Stomat. 29, 591 - 606 (1931)

33.) Riefenstahl, P.
Härtemessungen an Zähnen von Menschen verschiedenen Alters
Med. Diss. Berlin, 1966

34.) Ritze, H.
Untersuchungen einer Gold-Platin-Legierung und den dazu aufbrennbaren keramischen Massen unter besonderer Berücksichtigung der Härte, Haftfestigkeit und Homogenität der Werkstoffe
Dtsch. Zahn-, Mund- u. Kieferheilk. 47, 346 - 357 (1966)

35.) Salmang, H., Scholze, H.
Die Keramik - physikalische und chemische Grundlagen
Springer Verlag Berlin, 5. Auflage, 1968

36.) Scott, W.J.
An Apparatus for Measuring the Abrasion Hardness of Glazes
J. Amer. cer. Soc. 7, 5, 342 - 346 (1924)

37.) Schramm, E.
Härtemessungen an Zahnschmelz
Zahnärztl. Prax. 9, 122 - 123, (1958)

38.) Schramm, E.
Sandblast Abrasion Test for Glazes
J. Amer. cer. Soc. 12, 5, 346 - 359 (1929)

39.) Schulz, H.
Schleifhärtebestimmung für Glas
Glastechn. Ber. 20, 323 (1942)

40.) Silver, M., Klein, G., Howard, M.
Bewertung und Vergleich von Porzellanen, die auf Gußmetall aufgebrannt werden
J. prosth. Dent. 10, 1055 - 1064 (1960)

41.) Silver, M., Klein, G., Howard, M.
Platinium-Porcelain Restaurations
J. prosth. Dent. 6, 695 - 705 (1956)

42.) Spencer-Strong, G.H.
Some Experiments in the Development of a Sand-Abrasion Machine
J. Amer. cer. Soc. 19, 4, 113 - 115 (1936)

43.) Steinberg, Schmitz, K.H.
Grundriß der Dentalkeramik
Verlag Neuer Merkur, München 1969

44.) Strack, R.
Für und wider den Kunststoff
Dtsch. zahnärztl. Z. 2, 97 - 108, 233 - 250 (1947)

45.) Taege, R.
Vergleichende Abriebfestigkeitsprüfungen an Kunststoffen
Dtsch. Stomat. 11, 870 - 873 (1961)

46.) Voß, R.
Möglichkeiten und Grenzen der Metallkeramik
Zahnärztl. Welt 79, 139 - 142 (1970)

47.) Weikart, P.
Werkstoffkunde für Zahnärzte
Carl Hanser Verlag München, 4. Auflage, 1966

48.) von Weingraber, H.
Technische Härtemessung
Carl Hanser Verlag München, 1952

49.) Eichner, K.
Über die Bindung von keramischen Massen und Edelmetall-Legierungen; Theorien und optische sowie elektronenmikroskopische Untersuchungen
Dtsch. zahnärztl. Z. 23, 373 - 382 (1968)

50.) Eichner, K., v. Radnoth, Sz., Riedel, H., Vahl, J.
Mikromorphologische Untersuchungen der Gold-Keramikverbindungen verschiedener Systeme
Dtsch. zahnärztl. Z. 25, 274 - 280 (1970)

51.) Gatzka, K.
Das Schleifen und Polieren künstlicher Mineralzähne
Zahnärztl. Welt 7, 160 - 161, (1951)

52.) Hennicke, H.W., Schwiete, H.E., Sieckmann, J.
Zur Bestimmung der Verschleißfestigkeit von Glasuren
Tonindustrie Zeitung 90, 3, 106 - 117,
4, 147 - 155 (1960)

53.) Hoffmann, M., Güller, R.
Untersuchungen über den Einfluß der Schulterform auf die Bruchfestigkeit von Mineralmantelkronen
Dtsch. zahnärztl. Z. 24, 778 - 784 (1969)

54.) Jonston, J.F., Dykema, R.W., Mumford, G., Phillips, R.W.
Construction and Assembly of Porcelain Veneer Gold Crowns and Pontics
J. prosth. Dent. 12, 1125 - 1137 (1962)

55.) King, B.W., Tripp, H.P., Duckworth, W.H.
Nature of Adherence of Porcelain Enamels to Metals
J. Amer. cer. Soc. 42, 11, 504 - 525 (1959)

56.) Leone, E.F., Fairhurst, C.W.
Bond Strength and Mechanical Properties of Dental Porcelain Enamel
J. prosth. Dent. 18, 155 - 159, (1967)

57.) Lewy, A., Ficker, E., Egli, A.R.
Dreidimensionale spannungsoptische Untersuchungen an Jacketkronen im Modellversuch
Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 79, 943 - 980 (1969)

58.) von Mathé, D.
Über die Hejcmann'sche Emailkrone
Dtsch. zahnärztl. Wschr. 36, 1093 - 1098 (1933)

59.) Nally, J.N., Berta, J.J.
Recherches expérimentales sur les propriétés mechaniques des céramiques cuites sur aliages
Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 75, 93 - 104 (1965)

60.) Nally, J.N., Monnier, D., Meyer, J.M.
Distribution topographique de certains éléments de l'alliage et de la porcelaine au niveau de la liaison céramo-metallique
Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 78, 868 - 878 (1968)

61.) O'Brien, W.J., Kring, J.A., Ryge, G.
Heat Treatment of Alloys to be Used for the Fused Porcelain Technique
J. prosth. Dent. 14, 955 - 960 (1964)

62.) von Radnoth, M. Sz.
Elektronenmikroskopische Untersuchungen über die Bildung von Oxydschichten an metallkeramischen Systemen
Dtsch. zahnärztl. Z. 25, 259 - 264 (1970)

63.) von Radnoth, M. Sz., Lautenschlager, E.P.
Untersuchungen über die Morphologie der Grenzfläche zwischen Edelmetall-Legierungen und aufgebrannten keramischen Massen an Kronen
Dtsch. zahnärztl. Z. 24, 1029 - 1036, (1969)

64.) Shell, J.S., Nielsen, J.P.
Study of the Bond between Gold-Alloy and Porcelain
J. dent. Res. 41, 1424 - 1437 (1962)

65.) Silver, M., Howard, M.C., Klein, G.
Porcelain Bonded to a cast Metal Understructure
J. prosth. Dent. 11, 132 - 145 (1961)

66.) Vickery, R.C., Badinelli, L.A.
Nature of Attachment Forces in Ceramco Porcelain-Gold Systems
IADR Meeting San Francisco, 1959

67.) Wagner, E.
Die theoretischen Grundlagen der Vita-VMK-Degudent Technik
Zahnärztl. Welt 10, 343 - 351 (1965)

Biodent-Herador - Gold-Keramik
Wiron - Metallkeramik
Vita-VMK-Degudent - Technik
Firmenprospekte

ASTM 501 - 62
Relative Resistance to Wear of Unglazed Ceramic Tile by Taber Abrasion

DIN 50320
Vornorm Verschleiß; Begriff, Analyse von Verschleißvorgängen, Gliederung des Verschleißgebietes

DIN 52108
Prüfung von Natursteinen, Verschleißprüfung mit der Schleifscheibe nach Böhme; Schleifscheibenverfahren

DIN 53516
Prüfung von Gummi; Verschleißversuch; Bestimmung des Abriebes

Abrieb

Biodent-Herador

feuerpoliert

	Gewicht in g vor	nach	Differenz in g	Umrechnung in µg/mm²
1.)	3,8330	3,8294	0,0036	72
2.)	3.5210	3.5174	0,0036	72
3.)	3.7080	3.7044	0,0036	72
4.)	3.6529	3,6497	0,0032	64
5.)	3.5043	3,5013	0,0030	60
6.)	3.6566	3,6534	0,0032	64
7.)	3,6771	3,6741	0,0030	60
8.)	3,7615	3,7585	0,0030	60
9.)	3,8449	3,8415	0,0034	68
10.)	3,7875	3,7839	0,0036	72
11.)	3,8524	3,8489	0,0035	70
12.)	3,8490	3,8458	0,0032	64
13.)	3,7821	3,7788	0,0033	66
14.)	3,7942	3,7908	0,0034	68
15.)	3,7491	3,7457	0,0034	68
16.)	3,7874	3,7844	0,0030	60
17.)	3,7732	3,7701	0,0031	62
18.)	3,7834	3,7800	0,0034	68
19.)	3,7413	3,7381	0,0032	64
20.)	3,7402	3,7369	0,0033	66

arithmetisches Mittel $\bar{x}$ = 66,0 µg/mm²

Standardabweichung s = 4,304 µg/mm²

Streuungskoeffizient V = 6,5 %

Tabelle 1

Abrieb

Biodent-Herador

geschliffen

	Gewicht in g vor	nach	Differenz in g	Umrechnung in µg/mm²
1.)	3,6738	3,6702	0,0036	72
2.)	3,7702	3,7667	0,0035	70
3.)	3,8005	3,7968	0,0037	74
4.)	3,5865	3,5829	0,0036	72
5.)	3,4330	3,4294	0,0036	78
6.)	3,6138	3,6102	0,0036	72
7.)	3,8084	3,8048	0,0036	72
8.)	3,7092	3,7056	0,0036	72
9.)	3,5643	3,5607	0,0036	72
10.)	3,6392	3,6356	0,0035	70
11.)	3,6821	3,6784	0,0037	72
12.)	3,6927	3,6890	0,0037	72
13.)	3,7081	3,7046	0,0035	70
14.)	3,7211	3,7174	0,0037	72
15.)	3,6940	3,6903	0,0037	72
16.)	3,6882	3,6847	0,0035	70
17.)	3,7990	3,7943	0,0037	72
18.)	3,6942	3,6905	0,0037	72
19.)	3,6334	3,6299	0,0035	70
20.)	3,7002	3,6965	0,0037	72

arithmetisches Mittel $\bar{x}$ = 72,3 µg/mm²

Standardabweichung s = 1,051 µg/mm²

Streuungskoeffizient V = 1,4 %

Tabelle 2

Abrieb

Biodent-Herador

Glanzbrand

	Gewicht in g vor	nach	Differenz in g	Umrechnung in µg/mm²
1.)	3,6970	3,6936	0,0034	68
2.)	3,5552	3,5518	0,0034	68
3.)	3,6982	3,6948	0,0034	68
4.)	3,4911	3,4874	0,0037	74
5.)	3,6928	3,6893	0,0035	70
6.)	3,7770	3,7733	0,0037	74
7.)	3,7110	3,7077	0,0033	66
8.)	3,6595	3,6562	0,0033	66
9.)	3,7010	3,6977	0,0033	66
10.)	3,6341	3,6309	0,0032	64
11.)	3,6982	3,6948	0,0034	68
12.)	3,7102	3,7070	0,0032	64
13.)	3,6890	3,6856	0,0034	68
14.)	3,6912	3,6880	0,0032	64
15.)	3,7002	3,6969	0,0033	66
16.)	3,6984	3,6948	0,0036	72
17.)	3,5993	3,5960	0,0033	66
18.)	3,5873	3,5839	0,0034	68
19.)	3,7019	3,6986	0,0033	66
20.)	3,7005	3,6971	0,0034	68

arithmetisches Mittel $\bar{x}$ = 67,7 µg/mm²

Standardabweichung s = 2,929 µg/mm²

Streuungskoeffizient V = 4,3 %

Tabelle 3

Abrieb

Wiron-Biodent

feuerpoliert

	Gewicht in g vor	nach	Differenz in g	Umrechnung in $\mu g/mm^2$
1.)	1,7782	1,7747	0,0035	70
2.)	1,7370	1,7335	0,0035	70
3.)	1,7631	1,7598	0,0033	66
4.)	1,7775	1,7742	0,0033	66
5.)	1,7292	1,7258	0,0034	68
6.)	1,7918	1,7883	0,0035	70
7.)	1,7540	1,7506	0,0034	68
8.)	1,7579	1,7545	0,0034	68
9.)	1,6935	1,6900	0,0035	70
10.)	1,7046	1,7012	0,0034	68
11.)	1,7268	1,7234	0,0034	68
12.)	1,7458	1,7423	0,0035	70
13.)	1,7233	1,7200	0,0033	66
14.)	1,7194	1,7160	0,0034	68
15.)	1,7474	1,7440	0,0034	68
16.)	1,6897	1,6862	0,0035	70
17.)	1,7348	1,7313	0,0035	70
18.)	1,7652	1,7618	0,0034	68
19.)	1,7573	1,7538	0,0035	70
20.)	1,7269	1,7234	0,0035	70

arithmetisches Mittel $\bar{x} = 68,6 \quad \mu g/mm^2$

Standardabweichung $s = 1,469 \quad \mu g/mm^2$

Streuungskoeffizient $V = 2,1 \quad \%$

Tabelle 4

Abrieb

Wiron-Biodent

geschliffen

	Gewicht in g vor	nach	Differenz in g	Umrechnung in $\mu g/mm^2$
1.)	1,7379	1,7341	0,0038	76
2.)	1,7417	1,7377	0,0040	80
3.)	1,7764	1,7726	0,0038	76
4.)	1,6615	1,6577	0,0038	76
5.)	1,6997	1,6960	0,0037	74
6.)	1,7554	1,7517	0,0037	74
7.)	1,6878	1,6840	0,0038	76
8.)	1,7725	1,7686	0,0039	78
9.)	1,6872	1,6832	0,0040	80
10.)	1,7016	1,6977	0,0039	78
11.)	1,7832	1,7792	0,0040	80
12.)	1,7617	1,7578	0,0039	78
13.)	1,6893	1,6853	0,0040	80
14.)	1,7047	1,7009	0,0038	76
15.)	1,7623	1,7586	0,0037	74
16.)	1,7501	1,7461	0,0040	80
17.)	1,6672	1,6634	0,0038	76
18.)	1,7375	1,7337	0,0038	76
19.)	1,7239	1,7202	0,0037	74
20.)	1,6719	1,6679	0,0040	80

arithmetisches Mittel $\bar{x} = 77,1 \ \mu g/mm^2$

Standardabweichung $s = 2,242 \ \mu g/mm^2$

Streuungskoeffizient $V = 2,9 \ \%$

Tabelle 5

Abrieb

Wiron-Biodent

Glanzbrand

	Gewicht in g vor	Gewicht in g nach	Differenz in g	Umrechnung in µg/mm²
1.)	1,7248	1,7215	0,0033	66
2.)	1,7157	1,7123	0,0034	68
3.)	1,7539	1,7504	0,0035	70
4.)	1,7120	1,7087	0,0033	66
5.)	1,7335	1,7300	0,0035	70
6.)	1,7255	1,7221	0,0034	68
7.)	1,6653	1,6619	0,0034	68
8.)	1,6889	1,6855	0,0034	68
9.)	1,7407	1,7379	0,0034	68
10.)	1,6686	1,6652	0,0034	68
11.)	1,7348	1,7315	0,0033	66
12.)	1,7926	1,7882	0,0034	68
13.)	1,7456	1,7423	0,0033	66
14.)	1,7134	1,7100	0,0034	68
15.)	1,6998	1,6963	0,0035	70
16.)	1,7097	1,7064	0,0033	66
17.)	1,6983	1,6949	0,0034	68
18.)	1,7486	1,7452	0,0034	68
19.)	1,7321	1,7287	0,0034	68
20.)	1,6897	1,6863	0,0034	68

arithmetisches Mittel	$\bar{x}$ =	67,8 µg/mm²
Standardabweichung	s =	1,298 µg/mm²
Streuungskoeffizient	V =	1,9 %

Tabelle 6

Abrieb

Degudent Universal - VMK 68

feuerpoliert

	Gewicht in g vor	nach	Differenz in g	Umrechnung in µg/mm²
1.)	3,5675	3,5644	0,0031	62
2.)	3,5579	3,5547	0,0032	64
3.)	3,5315	3,5282	0,0033	66
4.)	3,5839	3,5808	0,0031	62
5.)	3,4379	3,4341	0,0032	64
6.)	3,4725	3,4695	0,0030	60
7.)	3,5474	3,5442	0,0032	64
8.)	3,5812	3,5782	0,0030	60
9.)	3,5849	3,5818	0,0031	62
10.)	3,5950	3,5918	0,0032	64
11.)	3,5217	3,5184	0,0033	66
12.)	3,5569	3,5537	0,0032	64
13.)	3,5748	3,5717	0,0031	62
14.)	3,5323	3,5291	0,0032	64
15.)	3,5287	3,5255	0,0032	64
16.)	3,4516	3,4483	0,0033	66
17.)	3,5659	3,5628	0,0031	62
18.)	3,5827	3,5795	0,0032	64
19.)	3,5769	3,5737	0,0032	64
20.)	3,5865	3,5833	0,0032	64

arithmetisches Mittel	$\bar{x}$ =	63,4 µg/mm²
Standardabweichung	s =	1,732 µg/mm²
Streuungskoeffizient	V =	2,7 %

Tabelle 7

Abrieb

Degudent Universal - VMK 68

geschliffen

	Gewicht in g vor	nach	Differenz in g	Umrechnung in µg/mm²
1.)	3,5365	3,5328	0,0037	74
2.)	3,5016	3,4980	0,0036	72
3.)	3,5515	3,5479	0,0036	72
4.)	3,3651	3,3615	0,0036	72
5.)	3,4380	3,4343	0,0037	74
6.)	3,5073	3,5037	0,0036	72
7.)	3,5084	3,5049	0,0035	70
8.)	3,5478	3,5442	0,0036	72
9.)	3,5515	3,5479	0,0036	72
10.)	3,5458	3,5421	0,0037	74
11.)	3,5507	3,5471	0,0036	72
12.)	3,5521	3,5485	0,0036	72
13.)	3,5267	3,5232	0,0035	70
14.)	3,5473	3,5437	0,0036	72
15.)	3,5719	3,5683	0,0036	72
16.)	3,5547	3,5510	0,0037	74
17.)	3,5464	3,5427	0,0037	74
18.)	3,4953	3,4916	0,0037	74
19.)	3,5087	3,5051	0,0036	72
20.)	3,5210	3,5173	0,0037	72

arithmetisches Mittel $\bar{x}$ = 72,5 µg/mm²

Standardabweichung s = 1,277 µg/mm²

Streuungskoeffizient V = 1,2 %

Tabelle 8

Abrieb

Degudent Universal - VMK 68

Glanzbrand

	Gewicht in g vor	nach	Differenz in g	Umrechnung in µg/mm²
1.)	3,5254	3,5223	0,0031	62
2.)	3,5094	3,5065	0,0032	64
3.)	3,5605	3,5574	0,0031	62
4.)	3,3744	3,3713	0,0031	62
5.)	3,4467	3,4437	0,0030	60
6.)	3,5156	3,5127	0,0029	58
7.)	3,5174	3,5144	0,0030	60
8.)	3,5573	3,5542	0,0031	62
9.)	3,5572	3,5541	0,0031	62
10.)	3,5374	3,5345	0,0029	58
11.)	3,5569	3,5539	0,0030	60
12.)	3,5237	3,5206	0,0031	62
13.)	3,3891	3,3861	0,0030	60
14.)	3,4762	3,4732	0,0030	60
15.)	3,5084	3,5053	0,0031	62
16.)	3,5693	3,5664	0,0029	58
17.)	3,5749	3,5719	0,0030	60
18.)	3,4813	3,4782	0,0031	62
19.)	3,5124	3,5095	0,0029	58
20.)	3,5499	3,5468	0,0030	60

arithmetisches Mittel	$\bar{x}$ =	60,6 µg/mm²
Standardabweichung	s =	1,732 µg/mm²
Streuungskoeffizient	V =	2,8 %

Tabelle 9

Ritzhärten

Biodent-Herador

feuerpoliert

1.)	25 p	4,5	4,9	5,2	5,5	5,7	=	5,16 µm
	50 p	11,6	12,2	12,7	12,7	11,4	=	12,12 µm
2.)	25 p	4,0	3,1	3,1	2,9	3,1	=	3,24 µm
	50 p	10,6	10,7	10,7	11,2	11,1	=	10,86 µm
3.)	25 p	2,2	2,3	2,7	2,9	2,5	=	3,52 µm
	50 p	10,2	10,5	10,5	10,5	11,0	=	10,54 µm
4.)	25 p	4,0	3,9	3,5	3,9	3,7	=	3,80 µm
	50 p	11,5	11,4	11,3	11,2	11,3	=	11,34 µm
5.)	25 p	3,7	3,5	3,7	3,4	3,6	=	3,58 µm
	50 p	11,0	10,8	10,8	11,8	10,8	=	11,04 µm
6.)	25 p	3,2	3,0	3,5	3,1	3,6	=	3,28 µm
	50 p	9,2	10,1	9,4	10,6	10,4	=	9,94 µm
7.)	25 p	4,6	4,7	4,3	4,3	4,2	=	4,42 µm
	50 p	12,0	11,8	11,0	12,0	11,2	=	11,60 µm
8.)	25 p	3,9	4,1	3,6	4,0	3,5	=	3,82 µm
	50 p	11,7	11,0	11,3	11,5	11,0	=	11,30 µm
9.)	25 p	3,0	3,5	3,0	2,5	3,1	=	3,02 µm
	50 p	11,0	10,7	10,4	10,8	10,6	=	10,70 µm
10.)	25 p	3,2	3,7	3,3	3,0	3,3	=	3,30 µm
	50 p	10,9	10,5	10,7	10,4	11,0	=	10,70 µm

Tabelle 10

Ritzhärten

Biodent-Herador

geschliffen

1.)	25 p	4,0	4,0	5,7	5,9	5,7	=	5,06 µm
	50 p	13,0	12,8	13,6	13,9	14,7	=	13,60 µm
2.)	25 p	5,0	5,0	5,2	5,2	5,6	=	5,20 µm
	50 p	11,2	13,6	14,0	14,4	13,0	=	13,24 µm
3.)	25 p	5,0	5,0	5,1	5,3	4,8	=	5,04 µm
	50 p	13,5	13,3	13,5	14,0	13,8	=	13,62 µm
4.)	25 p	4,8	5,2	5,4	5,2	4,8	=	5,08 µm
	50 p	14,0	13,8	13,6	14,0	13,8	=	13,84 µm
5.)	25 p	4,2	4,7	4,4	5,5	4,6	=	4,68 µm
	50 p	14,0	12,4	10,7	12,6	13,0	=	12,54 µm
6.)	25 p	4,9	4,0	5,0	4,8	5,1	=	4,76 µm
	50 p	10,8	11,2	12,0	12,0	13,1	=	11,82 µm
7.)	25 p	5,7	5,9	5,7	4,0	4,0	=	5,06 µm
	50 p	12,1	12,2	12,1	12,6	12,7	=	12,34 µm
8.)	25 p	4,7	5,0	5,1	4,5	4,9	=	4,84 µm
	50 p	12,0	12,8	12,9	12,7	12,4	=	12,56 µm
9.)	25 p	5,5	4,9	4,9	5,1	5,1	=	5,10 µm
	50 p	12,6	12,8	12,0	13,7	13,9	=	13,00 µm
10.)	25 p	5,4	5,6	5,1	4,9	5,5	=	5,30 µm
	50 p	13,1	13,2	12,8	12,6	13,0	=	12,94 µm

Tabelle 11

Ritzhärten

Biodent-Herador

Glanzbrand

1.)	25 p	3,8	3,7	3,4	3,7	4,1	=	3,74 µm
	50 p	11,7	11,9	12,1	12,2	10,8	=	11,74 µm
2.)	25 p	3,0	2,9	2,8	3,1	3,0	=	2,96 µm
	50 p	12,0	11,9	13,0	12,6	11,9	=	12,28 µm
3.)	25 p	3,1	3,2	3,1	3,9	2,9	=	3,04 µm
	50 p	12,6	12,8	13,0	12,5	12,3	=	12,64 µm
4.)	25 p	3,9	3,5	3,4	3,5	3,8	=	3,62 µm
	50 p	12,5	11,9	11,6	11,9	12,9	=	12,16 µm
5.)	25 p	3,9	3,8	3,5	3,6	3,2	=	3,60 µm
	50 p	10,2	10,6	9,8	11,9	10,4	=	10,58 µm
6.)	25 p	3,4	3,4	3,4	2,9	4,0	=	3,42 µm
	50 p	11,3	10,3	10,9	11,1	11,3	=	10,98 µm
7.)	25 p	3,2	3,0	3,3	3,5	3,1	=	3,22 µm
	50 p	10,7	10,2	11,1	10,7	9,8	=	10,50 µm
8.)	25 p	3,4	3,6	3,7	3,4	3,4	=	3,50 µm
	50 p	10,7	10,6	10,8	10,9	10,7	=	10,74 µm
9.)	25 p	3,3	3,2	3,2	3,3	3,2	=	3,24 µm
	50 p	11,3	11,2	11,4	11,4	11,1	=	11,28 µm
10.)	25 p	3,6	3,4	3,5	3,6	3,7	=	3,56 µm
	50 p	10,6	10,8	10,5	10,9	10,7	=	10,70 µm

Tabelle 12

Ritzhärten

Wiron-Biodent

feuerpoliert

1.)	25 p	4,5	4,3	4,3	4,5	4,3	=	4,38 µm
	50 p	8,9	9,0	9,0	8,8	8,6	=	8,86 µm
2.)	25 p	4,6	4,6	4,8	5,1	5,7	=	4,96 µm
	50 p	9,0	8,8	9,1	9,7	9,2	=	9,16 µm
3.)	25 p	4,8	5,2	4,7	4,8	5,2	=	4,94 µm
	50 p	9,3	9,0	7,2	6,8	8,5	=	8,16 µm
4.)	25 p	4,5	4,6	4,3	4,4	4,5	=	4,46 µm
	50 p	7,2	7,0	9,8	8,6	8,9	=	8,30 µm
5.)	25 p	3,8	4,0	4,5	4,3	4,0	=	4,12 µm
	50 p	8,5	9,0	8,5	8,7	8,7	=	8,68 µm
6.)	25 p	4,8	4,5	4,2	3,8	3,8	=	4,22 µm
	50 p	8,9	8,7	8,5	8,0	8,5	=	8,52 µm
7.)	25 p	4,6	4,5	4,1	4,0	4,3	=	4,30 µm
	50 p	9,0	8,8	8,6	8,6	8,5	=	8,70 µm
8.)	25 p	4,2	4,3	4,0	4,1	4,0	=	4,12 µm
	50 p	9,0	9,5	9,4	9,2	9,0	=	9,22 µm
9.)	25 p	4,0	4,3	4,6	4,8	4,4	=	4,42 µm
	50 p	8,5	8,6	8,9	8,6	8,5	=	8,62 µm
10.)	25 p	4,8	4,5	4,2	4,1	4,4	=	4,40 µm
	50 p	9,6	9,3	9,0	9,4	9,3	=	9,32 µm

Tabelle 13.

Ritzhärten

Wiron-Biodent

geschliffen

1.)	25 p	7,1	7,0	6,8	7,1	7,0	=	7,00 µm
	50 p	11,5	12,0	11,4	11,0	11,5	=	11,48 µm
2.)	25 p	6,7	6,0	5,5	6,9	6,0	=	6,22 µm
	50 p	10,0	10,0	9,7	9,8	10,2	=	9,94 µm
3.)	25 p	5,9	5,8	5,9	5,7	5,8	=	5,82 µm
	50 p	9,0	10,5	10,0	11,0	11,4	=	10,38 µm
4.)	25 p	5,0	5,6	5,9	5,8	5,8	=	5,62 µm
	50 p	10,1	9,8	10,5	10,5	10,5	=	10,28 µm
5.)	25 p	5,9	5,9	6,2	5,9	5,9	=	5,96 µm
	50 p	10,4	10,0	10,5	10,6	10,4	=	10,38 µm
6.)	25 p	5,0	5,2	4,6	4,4	5,0	=	4,84 µm
	50 p	10,8	10,9	11,0	11,5	11,8	=	11,20 µm
7.)	25 p	4,6	4,8	5,2	5,7	4,7	=	5,00 µm
	50 p	11,4	11,1	11,3	10,9	10,9	=	11,12 µm
8.)	25 p	6,2	6,1	5,8	5,7	6,2	=	6,00 µm
	50 p	11,4	11,0	11,6	11,6	11,7	=	11,46 µm
9.)	25 p	5,6	5,2	5,1	5,6	5,0	=	5,30 µm
	50 p	10,9	11,1	10,8	10,5	10,5	=	10,76 µm
10.)	25 p	5,8	5,0	5,4	5,2	5,2	=	5,32 µm
	50 p	11,0	11,1	10,6	10,5	11,0	=	10,84 µm

Tabelle 14

Ritzhärten

Wiron-Biodent

Glanzbrand

1.)	25 p	4,4	4,6	4,4	4,4	4,5	=	4,46 µm
	50 p	9,0	9,1	8,7	9,5	9,8	=	9,22 µm
2.)	25 p	4,0	4,0	3,8	3,8	3,8	=	3,88 µm
	50 p	9,5	9,6	9,5	9,6	9,4	=	9,52 µm
3.)	25 p	3,8	3,8	3,9	3,8	3,8	=	3,82 µm
	50 p	10,9	10,0	9,9	9,8	10,0	=	10,12 µm
4.)	25 p	3,6	3,6	3,7	3,6	3,7	=	3,64 µm
	50 p	9,0	8,6	9,3	8,9	9,0	=	8,96 µm
5.)	25 p	4,5	4,2	4,0	3,8	3,9	=	4,08 µm
	50 p	11,0	11,1	9,5	10,2	10,5	=	10,46 µm
6.)	25 p	3,8	3,7	3,6	3,6	3,7	=	3,68 µm
	50 p	10,3	10,0	10,2	10,5	10,3	=	10,26 µm
7.)	25 p	4,0	3,8	4,6	4,3	4,1	=	4,16 µm
	50 p	10,3	9,8	9,7	10,1	9,6	=	9,90 µm
8.)	25 p	4,2	4,0	4,4	4,5	4,4	=	4,30 µm
	50 p	10,4	9,8	10,0	9,6	9,8	=	9,92 µm
9.)	25 p	4,1	3,8	3,5	3,6	3,5	=	3,70 µm
	50 p	10,2	10,3	9,7	9,8	9,5	=	9,90 µm
10.)	25 p	3,7	4,0	4,2	3,6	4,0	=	3,90 µm
	50 p	10,2	10,0	10,7	9,4	9,6	=	9,98 µm

Tabelle 15

Ritzhärten

Degudent Universal - VMK 68

feuerpoliert

1.)	25 p	4,6	4,7	5,5	5,9	5,9	=	5,32 µm
	50 p	11,2	11,4	11,0	10,9	10,5	=	11,00 µm
2.)	25 p	5,5	6,0	5,6	5,0	5,4	=	5,50 µm
	50 p	11,6	11,6	12,0	12,0	10,0	=	11,44 µm
3.)	25 p	4,5	4,8	4,8	4,0	4,0	=	4,42 µm
	50 p	11,7	12,0	11,5	11,5	11,3	=	11,60 µm
4.)	25 p	5,6	5,5	5,5	5,5	5,5	=	5,52 µm
	50 p	12,5	12,5	11,5	11,5	10,7	=	11,74 µm
5.)	25 p	4,5	5,2	5,4	4,8	4,7	=	4,92 µm
	50 p	12,0	13,0	11,5	11,5	11,7	=	11,94 µm
6.)	25 p	4,5	5,0	4,6	4,5	4,3	=	4,58 µm
	50 p	8,6	10,5	11,0	11,5	11,5	=	10,62 µm
7.)	25 p	4,8	4,9	5,3	5,2	4,8	=	5,00 µm
	50 p	9,5	9,7	10,3	10,2	10,3	=	10,00 µm
8.)	25 p	5,7	5,4	5,0	5,0	5,0	=	5,22 µm
	50 p	10,5	10,4	10,2	10,3	10,6	=	10,40 µm
9.)	25 p	5,6	5,5	5,1	5,0	5,3	=	5,30 µm
	50 p	10,4	10,0	9,7	10,8	9,6	=	10,10 µm
10.)	25 p	5,5	5,6	5,0	5,2	5,1	=	5,28 µm
	50 p	11,0	11,9	10,7	10,6	10,8	=	11,00 µm

Tabelle 16

Ritzhärten

Degudent Universal - VMK 68

geschliffen

1.)	25 p	5,2	5,0	5,2	5,0	5,2	=	5,12 µm
	50 p	11,4	14,5	11,5	12,5	12,5	=	12,48 µm
2.)	25 p	4,5	4,7	4,5	4,7	5,0	=	4,68 µm
	50 p	10,4	10,6	10,5	10,7	10,8	=	10,60 µm
3.)	25 p	6,3	6,0	6,0	6,0	6,2	=	6,10 µm
	50 p	12,0	11,8	11,0	11,6	12,1	=	11,70 µm
4.)	25 p	5,8	5,8	5,5	5,6	5,5	=	5,64 µm
	50 p	12,9	12,7	12,5	12,0	11,0	=	12,22 µm
5.)	25 p	6,2	6,0	6,0	6,2	5,9	=	6,06 µm
	50 p	12,4	12,5	13,0	13,1	12,7	=	12,74 µm
6.)	25 p	6,5	6,4	6,4	6,6	6,0	=	6,38 µm
	50 p	12,2	12,5	12,3	12,2	12,5	=	12,34 µm
7.)	25 p	6,2	6,0	6,0	6,1	6,2	=	6,10 µm
	50 p	10,5	10,6	10,7	10,5	10,8	=	10,62 µm
8.)	25 p	5,2	5,4	5,2	5,0	5,4	=	5,24 µm
	50 p	10,5	10,6	10,0	10,1	10,2	=	10,28 µm
9.)	25 p	6,0	5,9	5,5	6,3	6,0	=	5,94 µm
	50 p	11,7	12,0	12,0	12,2	11,5	=	11,88 µm
10.)	25 p	5,0	5,4	5,7	5,6	5,7	=	5,48 µm
	50 p	11,6	11,4	11,0	11,1	11,0	=	11,22 µm

Tabelle 17

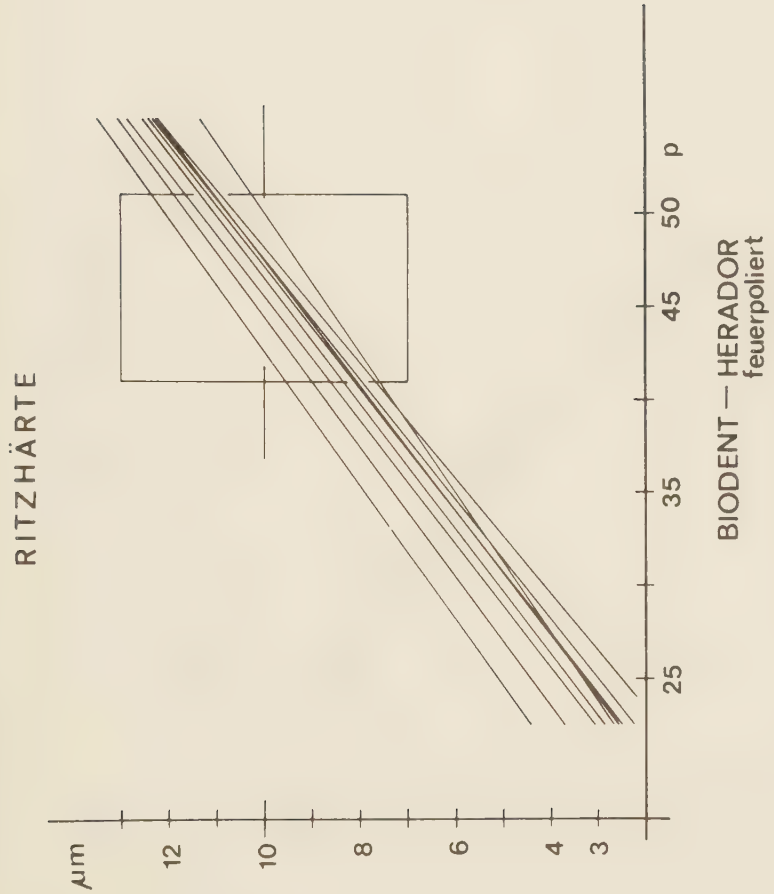
Ritzhärten

Degudent Universal - VMK 68

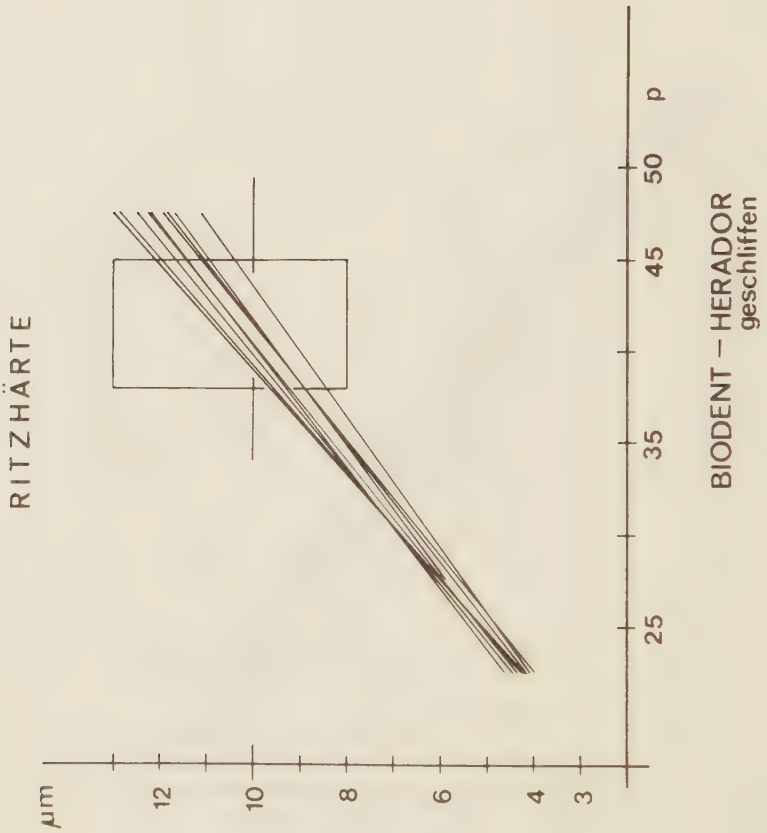
Glanzbrand

1.)	25 p	3,9	3,9	3,8	3,8	3,9	=	3,86 µm
	50 p	6,4	6,5	6,3	6,6	6,0	=	6,36 µm
2.)	25 p	3,4	3,0	3,5	3,4	3,5	=	3,36 µm
	50 p	6,9	6,4	6,5	6,7	6,6	=	6,62 µm
3.)	25 p	3,2	3,4	3,3	3,2	3,3	=	3,28 µm
	50 p	6,0	6,4	6,2	6,3	6,5	=	6,28 µm
4.)	25 p	3,3	3,5	3,6	3,5	3,6	=	3,50 µm
	50 p	7,0	7,3	6,8	6,7	6,8	=	6,92 µm
5.)	25 p	3,0	3,4	3,9	3,6	3,8	=	3,54 µm
	50 p	6,0	6,1	6,5	6,3	6,2	=	6,22 µm
6.)	25 p	3,4	3,3	3,2	3,2	3,2	=	3,26 µm
	50 p	6,8	6,5	6,0	6,0	5,8	=	6,22 µm
7.)	25 p	3,4	3,8	3,8	3,8	3,9	=	3,74 µm
	50 p	5,8	6,8	6,5	6,5	5,8	=	6,28 µm
8.)	25 p	3,4	3,4	3,8	3,6	3,6	=	3,56 µm
	50 p	6,8	6,6	6,4	6,5	6,2	=	6,50 µm
9.)	25 p	3,5	3,3	3,1	3,2	3,0	=	3,22 µm
	50 p	6,6	6,4	6,3	6,2	6,5	=	6,40 µm
10.)	25 p	4,0	3,6	3,5	3,8	3,6	=	3,70 µm
	50 p	6,8	6,6	6,4	6,3	6,5	=	6,52 µm

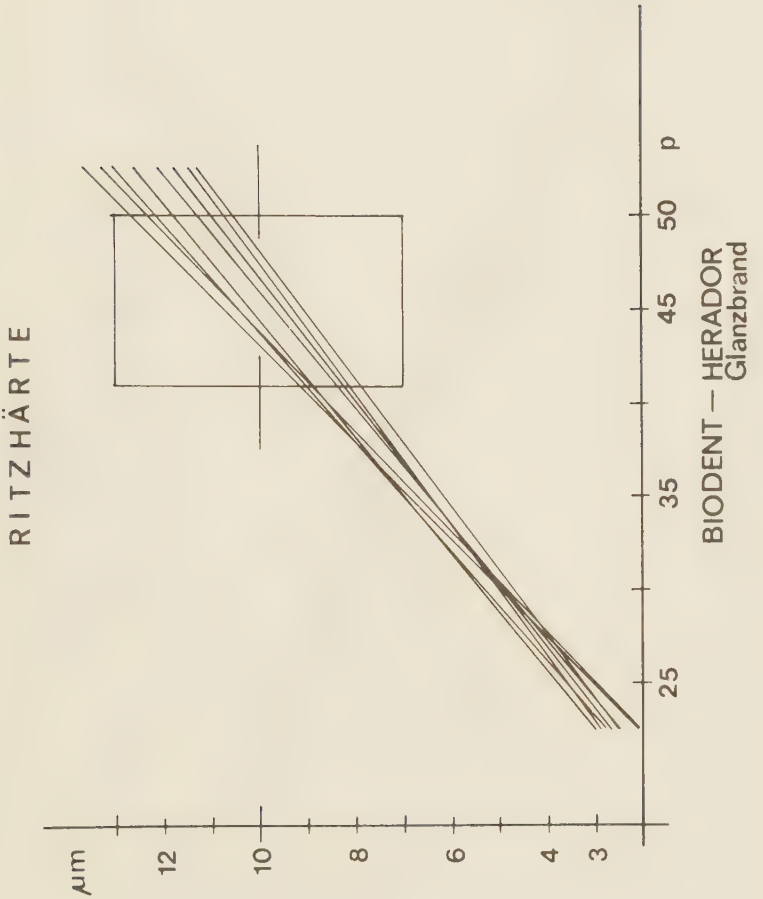
Tabelle 18



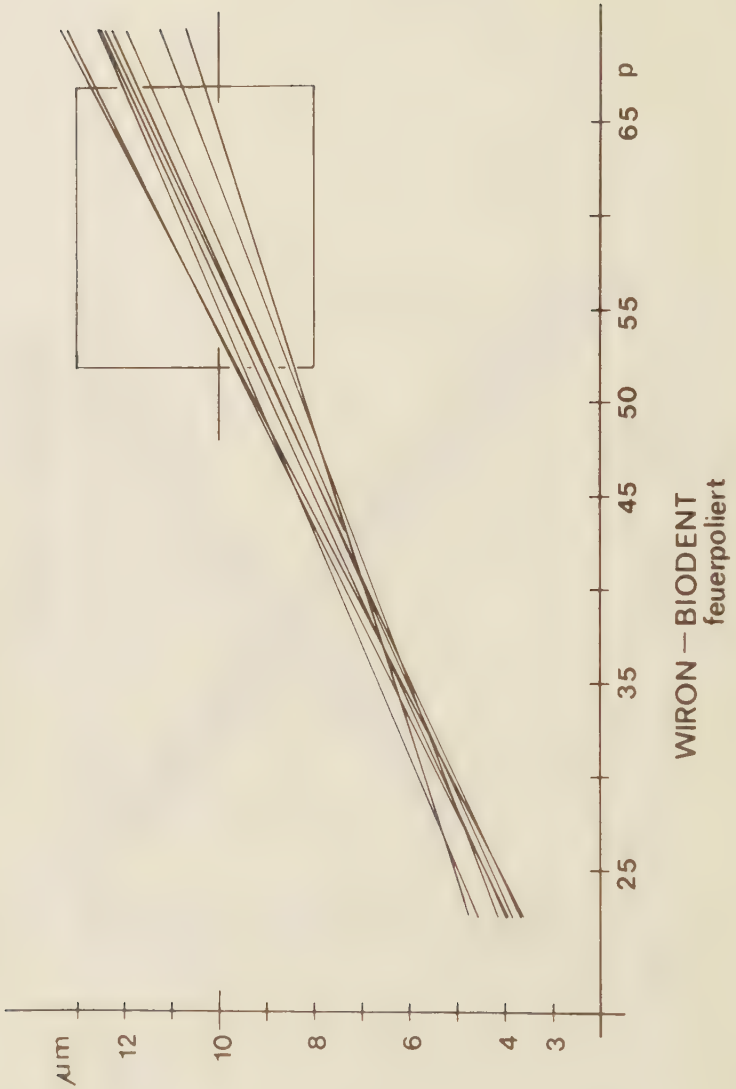
Graphische Darstellung 12



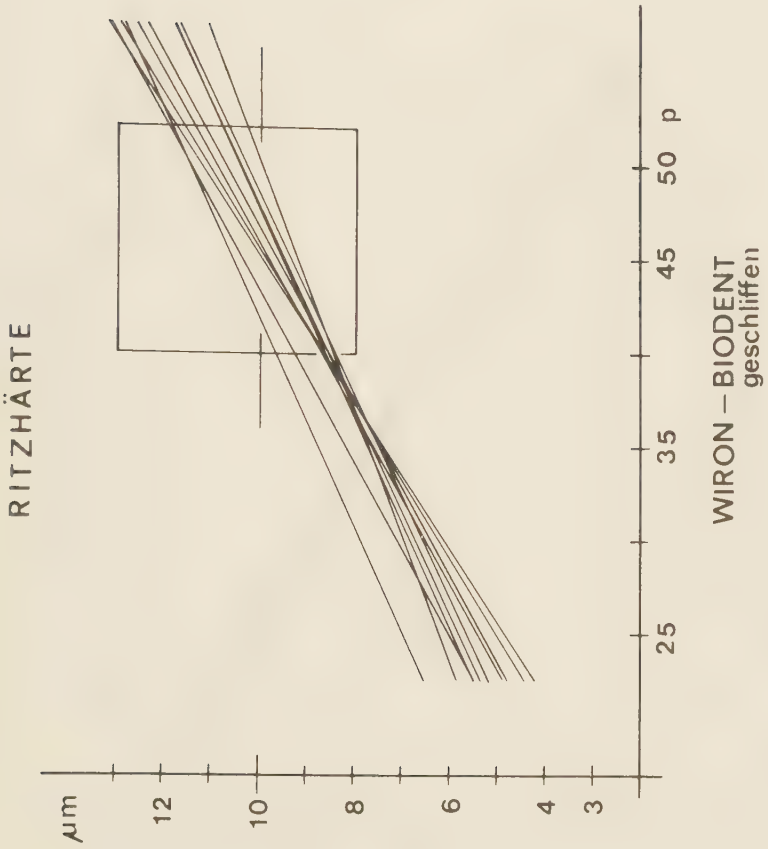
Graphische Darstellung 13



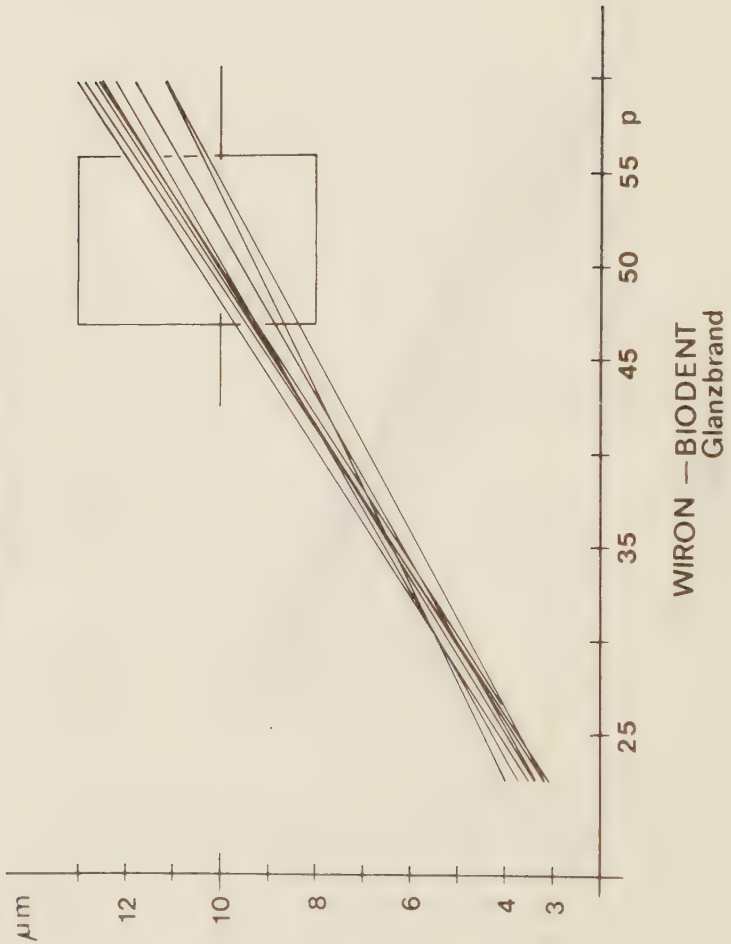
Graphische Darstellung 14



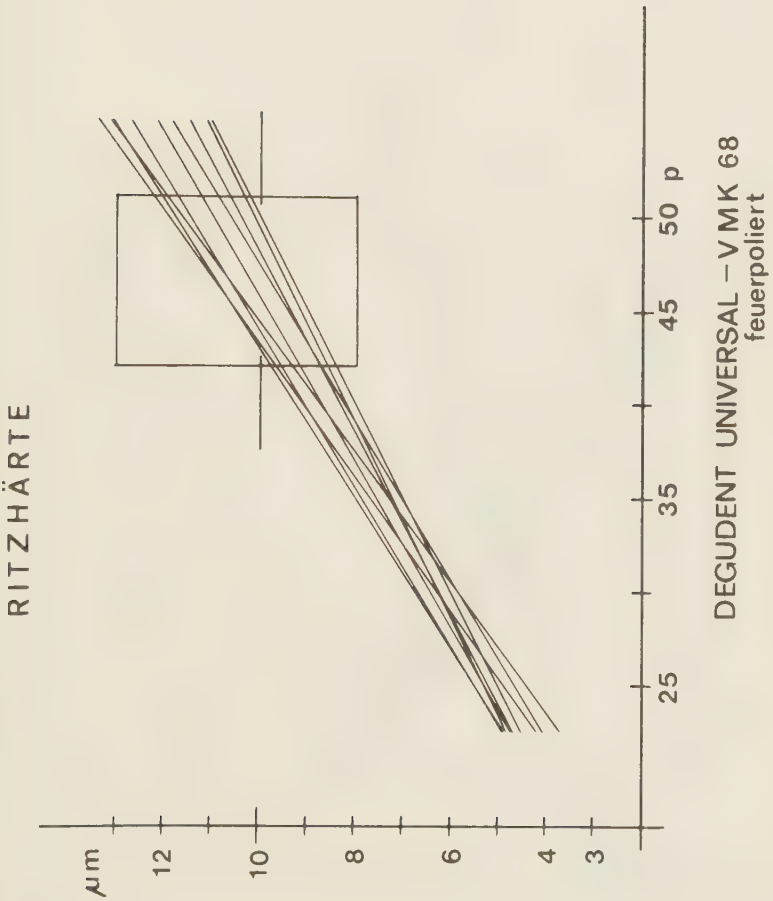
Graphische Darstellung 15



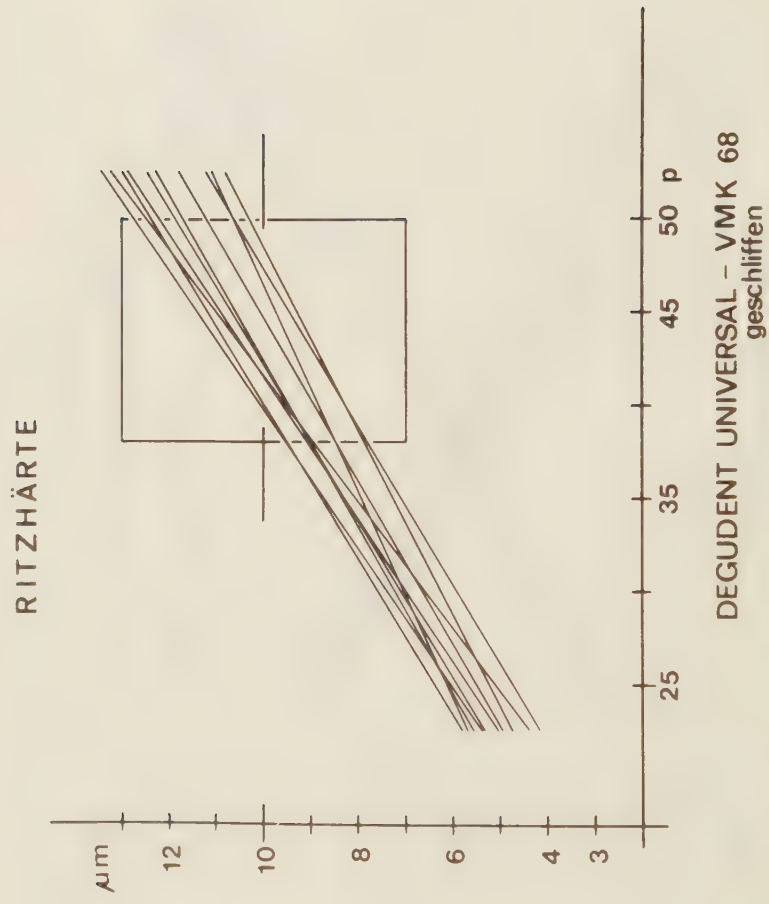
Graphische Darstellung 16



Graphische Darstellung 17



Graphische Darstellung 18



Graphische Darstellung 19

Graphische Darstellung 20

Herrn Professor Dr. Karl Eichner möchte ich an dieser Stelle meinen besonderen Dank für die Überlassung des Themas und seine großzügige Unterstützung aussprechen.

Weiterhin gilt mein Dank Frau Granitza, Herrn Basedahl und Herrn Kohler von der Bundesanstalt für Materialprüfung in Berlin für die Bereitstellung der Untersuchungsgeräte und ihre freundliche Beratung.

Herrn Dr. Schmitz von der Zahnfabrik Wienand & Söhne, den Firmen Heraeus, Degussa und Bremer Goldschlägerei danke ich für Ihre Hilfe und die zur Verfügung gestellten Materialien.

Lebenslauf

Am 27. Juni 1941 wurde ich, Dieter Habeck, als Sohn des Zahnarztes Dr. Joachim Habeck und seiner Ehefrau Frieda, geb. Pieper, in Berlin geboren.

Im September 1947 wurde ich in Berlin-Zehlendorf eingeschult. Durch eine langwierige Krankheit bedingt, verließ ich die städtische Schule und legte im Dezember 1962 die Reifeprüfung für Schulfremde vor der Prüfungskommission des Senators für Volksbildung in Berlin ab.

Im Sommersemester 1963 begann ich an der Christian-Albrechts-Universität in Kiel das Studium der Zahnheilkunde und bestand dort im April 1966 die zahnärztliche Vorprüfung. Den klinischen Teil des Studiums absolvierte ich seit dem Sommersemester 1966 an der Freien Universität Berlin. Hier bestand ich im Februar 1969 die zahnärztliche Prüfung und erhielt die Bestallung als Zahnarzt.
Seit dieser Zeit bin ich in einer zahnärztlichen Praxis in Berlin als Assistent tätig. Außerdem bin ich seit Juni 1970 als wissenschaftlicher Assistent in der Abteilung für zahnärztliche Werkstoffkunde der Zahnklinik der Freien Universität Berlin angestellt.

difo-druck schmacht · bamberg